

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten internationalen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the international patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet international spécifiée à la page suivante.

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Den Haag, den
The Hague,
La Haye, le

20.12.01

Der Präsident des Europäischen Patentamts
Im Auftrag
For the President of the European Patent Office
Le Président de l'Office européen des brevets
p.o.

R. Mandemaker

Patentanmeldung Nr.
Patent application no.
Demande de brevet n°

PCT/EP 01/05886

**Blatt 2 der Bescheinigung
Sheet 2 of the certificate
Page 2 de l'attestation**



Anmeldung Nr.: PCT/EP 01/05886
Application no.:
Demande n°:

Anmelder: 1. Physoptics Opto-Electronic GmbH - Starnberg, Deutschland
Applicant(s): 2. EBERL, Roland H. C. - Starnberg, Deutschland
Demandeur(s): 3. EBERL, Heinrich A. - Starnberg, Deutschland

Bezeichnung der Erfindung:
Title of the invention: Verfahren und Vorrichtung zur Anpassung eines optischen Systems an die
Titre de l'invention: Blickrichtung des menschlichen Auges und zugehöriges System zur Bestimmung der Veränderung
der Relativlage zwischen dem optischen System und dem optischen System des Auges

Anmeldetag:
Date of filing: 22 May 2001 (22.05.01)
Date de dépôt:

In Anspruch genommene Priorität(en)
Priority(ies) claimed
Priorité(s) revendiquée(s)

Staat:
State:
Pays:

Tag:
Date:
Date:

Aktenzeichen:
File no.
Numéro de dépôt:

Benennung von Vertragsstaaten : Siehe Formblatt PCT/RO/101 (beigefügt)
Designation of contracting states : See Form PCT/RO/101 (enclosed)
Désignation d'états contractants : Voir Formulaire PCT/RO/101 (ci-joint)

Bemerkungen:
Remarks:
Remarques:

Feld Nr. V BESTIMMUNG VON STAATEN

Die folgenden Bestimmungen nach Regel 4.9 Absatz a werden hiermit vorgenommen (bitte die entsprechenden Kästchen ankreuzen; wenigstens ein Kästchen muß angekreuzt werden):

Regionales Patent

- ☒ AP ARIPO-Patent: GH Ghana, GM Gambia, KE Kenia, LS Lesotho, MW Malawi, SD Sudan, SL Sierra Leone, SZ Swasiland, TZ Vereinigte Republik Tanzania, UG Uganda, ZW Simbabwe und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Harare-Protokolls und des PCT ist
- ☒ EA Eurasisches Patent: AM Armenien, AZ Aserbaidshan, BY Belarus, KG Kirgisistan, KZ Kasachstan, MD Republik Moldau, RU Russische Föderation, TJ Tadschikistan, TM Turkmenistan und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Eurasischen Patentübereinkommens und des PCT ist
- ☒ EP Europäisches Patent: AT Österreich, BE Belgien, CH und LI Schweiz und Liechtenstein, CY Zypern, DE Deutschland, DK Dänemark, ES Spanien, FI Finnland, FR Frankreich, GB Vereinigtes Königreich, GR Griechenland, IE Irland, IT Italien, LU Luxemburg, MC Monaco, NL Niederlande, PT Portugal, SE Schweden und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat des Europäischen Patentübereinkommens und des PCT ist
- ☒ OA OAPI-Patent: BF Burkina Faso, BJ Benin, CF Zentralafrikanische Republik, CG Kongo, CI Côte d'Ivoire, CM Kamerun, GA Gabun, GN Guinea, GW Guinea-Bissau, ML Mali, MR Mauretanien, NE Niger, SN Senegal, TD Tschad, TG Togo und jeder weitere Staat, der Vertragsstaat der OAPI und des PCT ist (falls eine andere Schutzrechtsart oder ein sonstiges Verfahren gewünscht wird, bitte auf der gepunkteten Linie angeben)

Nationales Patent (falls eine andere Schutzrechtsart oder ein sonstiges Verfahren gewünscht wird, bitte auf der gepunkteten Linie angeben):

- | | |
|--|--|
| <input checked="" type="checkbox"/> AE Vereinigte Arabische Emirate | <input checked="" type="checkbox"/> LR Liberia |
| <input checked="" type="checkbox"/> AL Albanien | <input checked="" type="checkbox"/> LS Lesotho |
| <input checked="" type="checkbox"/> AM Armenien | <input checked="" type="checkbox"/> LT Litauen |
| <input checked="" type="checkbox"/> AT Österreich | <input checked="" type="checkbox"/> LU Luxemburg |
| <input checked="" type="checkbox"/> AU Australien | <input checked="" type="checkbox"/> LV Lettland |
| <input checked="" type="checkbox"/> AZ Aserbaidshan | <input checked="" type="checkbox"/> MA Marokko |
| <input checked="" type="checkbox"/> BA Bosnien-Herzegowina | <input checked="" type="checkbox"/> MD Republik Moldau |
| <input checked="" type="checkbox"/> BB Barbados | <input checked="" type="checkbox"/> MG Madagaskar |
| <input checked="" type="checkbox"/> BG Bulgarien | <input checked="" type="checkbox"/> MK Die ehemalige jugoslawische Republik Mazedonien |
| <input checked="" type="checkbox"/> BR Brasilien | <input checked="" type="checkbox"/> MN Mongolei |
| <input checked="" type="checkbox"/> BY Belarus | <input checked="" type="checkbox"/> MW Malawi |
| <input checked="" type="checkbox"/> CA Kanada | <input checked="" type="checkbox"/> MX Mexiko |
| <input checked="" type="checkbox"/> CH und LI Schweiz und Liechtenstein | <input checked="" type="checkbox"/> NO Norwegen |
| <input checked="" type="checkbox"/> CN China | <input checked="" type="checkbox"/> NZ Neuseeland |
| <input checked="" type="checkbox"/> CR Costa Rica | <input checked="" type="checkbox"/> PL Polen |
| <input checked="" type="checkbox"/> CU Kuba | <input checked="" type="checkbox"/> PT Portugal |
| <input checked="" type="checkbox"/> CZ Tschechische Republik | <input checked="" type="checkbox"/> RO Rumänien |
| <input checked="" type="checkbox"/> DE Deutschland | <input checked="" type="checkbox"/> RU Russische Föderation |
| <input checked="" type="checkbox"/> DK Dänemark | <input checked="" type="checkbox"/> SD Sudan |
| <input checked="" type="checkbox"/> DM Dominica | <input checked="" type="checkbox"/> SE Schweden |
| <input checked="" type="checkbox"/> EE Estland | <input checked="" type="checkbox"/> SG Singapur |
| <input checked="" type="checkbox"/> ES Spanien | <input checked="" type="checkbox"/> SI Slowenien |
| <input checked="" type="checkbox"/> FI Finnland | <input checked="" type="checkbox"/> SK Slowakei |
| <input checked="" type="checkbox"/> GB Vereinigtes Königreich | <input checked="" type="checkbox"/> SL Sierra Leone |
| <input checked="" type="checkbox"/> GD Grenada | <input checked="" type="checkbox"/> TJ Tadschikistan |
| <input checked="" type="checkbox"/> GE Georgien | <input checked="" type="checkbox"/> TM Turkmenistan |
| <input checked="" type="checkbox"/> GH Ghana | <input checked="" type="checkbox"/> TR Türkei |
| <input checked="" type="checkbox"/> GM Gambia | <input checked="" type="checkbox"/> TT Trinidad und Tobago |
| <input checked="" type="checkbox"/> HR Kroatien | <input checked="" type="checkbox"/> TZ Vereinigte Republik Tanzania |
| <input checked="" type="checkbox"/> HU Ungarn | <input checked="" type="checkbox"/> UA Ukraine |
| <input checked="" type="checkbox"/> ID Indonesien | <input checked="" type="checkbox"/> UG Uganda |
| <input checked="" type="checkbox"/> IL Israel | <input checked="" type="checkbox"/> US Vereinigte Staaten von Amerika |
| <input checked="" type="checkbox"/> IN Indien | <input checked="" type="checkbox"/> UZ Usbekistan |
| <input checked="" type="checkbox"/> IS Island | <input checked="" type="checkbox"/> VN Vietnam |
| <input checked="" type="checkbox"/> JP Japan | <input checked="" type="checkbox"/> YU Jugoslawien |
| <input checked="" type="checkbox"/> KE Kenia | <input checked="" type="checkbox"/> ZA Südafrika |
| <input checked="" type="checkbox"/> KG Kirgisistan | <input checked="" type="checkbox"/> ZW Simbabwe |
| <input checked="" type="checkbox"/> KP Demokratische Volksrepublik Korea | |
| <input checked="" type="checkbox"/> KR Republik Korea | |
| <input checked="" type="checkbox"/> KZ Kasachstan | |
| <input checked="" type="checkbox"/> LC Saint Lucia | |
| <input checked="" type="checkbox"/> LK Sri Lanka | |

Kästchen für die Bestimmung von Staaten, die dem PCT nach der Veröffentlichung dieses Formblatts beigetreten sind:

☐
☐

Erklärung bzgl. vorsorglicher Bestimmungen: Zusätzlich zu den oben genannten Bestimmungen nimmt der Anmelder nach Regel 4.9 Absatz b auch alle anderen nach dem PCT zulässigen Bestimmungen vor mit Ausnahme der im Zusatzfeld genannten Bestimmungen, die von dieser Erklärung ausgenommen sind. Der Anmelder erklärt, daß diese zusätzlichen Bestimmungen unter dem Vorbehalt einer Bestätigung stehen und jede zusätzliche Bestimmung, die vor Ablauf von 15 Monaten ab dem Prioritätsdatum nicht bestätigt wurde, nach Ablauf dieser Frist als vom Anmelder zurückgenommen gilt. (Die Bestätigung (einschließlich der Gebühren) muß beim Anmeldeamt innerhalb der Frist von 15 Monaten eingehen.)

Beschreibung

Verfahren und Vorrichtung zur Anpassung eines optischen Systems an die Blickrichtung des menschlichen Auges und zugehöriges System zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen System und dem optischen System des Auges

Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Anpassung eines optischen Systems, insbesondere eines Systems zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, an die Blickrichtung des Auges, gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1, sowie ein zugehöriges System, d.h. ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen System und dem optischen System des Auges, gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 27. Dabei weist das optische System ein Scansystem zur Abtastung des Auges, insbesondere der Netzhaut, auf, und der Abtast- und /oder der Projektionsstrahlengang hat ein vorbestimmtes Bewegungsmuster, das in vorbestimmten Zyklen durchlaufen wird.

Optische Systeme dieser Art sind beispielsweise aus der DE 196 31 414 A1 bzw. der WO98/05992 A2 und DE 197 28 890 bekannt. Dabei wird ein als Brillensystem ausgebildetes System dazu herangezogen, ein auf der Netzhaut des Auges abgebildetes Bild der Außenwelt mittels eines Scansystems nach dem "flying spot"-Verfahren abzutasten und nach erfolgter Signalaufbereitung durch eine elektronische Bildverarbeitung ein modifiziertes oder ergänztes Laserbild auf die Netzhaut punktgenau, d.h. positionsgenau und damit synchron mit dem wahrgenommenen Bild zu projizieren. Das Abtasten ebenso wie die Projektion kann gleichzeitig die Strahlung aller Grundfarben ROT, GRÜN und BLAU verwenden. Gemäß einem weiteren Vorschlag der Erfinder, der Gegenstand der internationalen Patentanmeldung PCT/EP00/09842 ist, deren Inhalt und Offenbarung ausdrücklich in die vorliegende Anmeldung einbezogen werden soll, ist das System hinsichtlich der Signalverarbeitung optimiert worden, indem der Projektionsvorgang bei laufendem Abtastvorgang ausgeführt wird.

Allen einschlägigen und bislang vom Erfinder mitentwickelten optischen Systemen ist gemeinsam, dass der optische Strahlengang beim Abtasten und/oder bei der Projektion zyklisch mit verhältnismäßig großer Frequenz von beispielsweise
5 100 Hz ein vorbestimmtes Bewegungsmuster, beispielsweise in Form eines Kreis-, Ellipsen- oder Spiralscans durchläuft. Die große Frequenz ist erforderlich, damit für das Auge - wie beim Betrachten eines Films oder eines Fernsehbildes - ein "kontinuierlicher" und vor allem ein flackerfreier Bildablauf entsteht, wenn die Bildfrequenz über 48 Hz liegt. Die Steuerung des Bewegungsmusters, das für
10 Abtastung und Projektion unterschiedlich sein kann, erfolgt durch ein in das Brillensystem integriertes Bewegungssteuersystem für entsprechende, um unterschiedliche Achsen schwenkbar gelagerte Strahlenablenkspiegel.

In drei weiteren älteren Anmeldungen PCT/EP00/09840, PCT/EP00/09841
15 und PCT/EP00/09843, deren Inhalt in die vorliegende Offenbarung ausdrücklich einbezogen werden soll, sind Modifikationen des optischen Systems sowie vorteilhafte Anwendungsgebiete offenbart, denen allen gemeinsam ist, dass das optische System zum Bestandteil eines Informationssystems wird, das sich bei guter Implementierbarkeit durch eine verbesserte Informationsdarbietung auszeichnet.
20

Weil die vorstehend beschriebenen optischen Systeme in der Lage sind, die auf die menschliche Netzhaut einfallende Information unmittelbar und in zeitlicher und räumlicher Übereinstimmung mit dem vom Auge aufgenommenen Bild zur
25 Deckung zu bringen bzw. zu korrelieren, wird deren Einsatzgebiet stark erweitert, wobei eine Besonderheit des optischen Systems darin besteht, dass das gesamte maximale Blickfeld in die Informationsverarbeitung einbezogen werden kann. Allerdings stellt sich dann das Problem, die jeweils gewünschte Funktion des optischen Systems mit einer gleichbleibend guten Qualität über den gesamten Blickwinkelbereich des menschlichen Auges bereit zu stellen, wobei auch der
30 Dynamik des Auges, d.h. schnellen Augenbewegungen, Rechnung getragen werden soll.

Mit der vorliegenden Erfindung soll dieses Problem mit möglichst einfachen Mitteln gelöst werden.

Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung erfolgt dies durch ein Verfahren zur Anpassung eines optischen Systems an die Blickrichtung des Auges mit den Merkmalen des Patentanspruchs 1.

5 Gemäß einem zweiten Aspekt der Erfindung wird die Aufgabe durch ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen System und dem optischen System des Auges mit den Merkmalen des Patentanspruchs 27 gelöst.

10 Durch die erfindungsgemäßen Maßnahmen liegt zu jedem Zeitpunkt eine möglichst genaue Information über die Lageveränderungen des optischen Systems des Auges bezüglich des optischen Systems vor, wobei ein besonderer Vorteil darin besteht, dass das Bewegungsmuster des Scanstrahls zur Gewinnung dieser Information herangezogen wird. Somit ist weder eine zusätzliche Kinematik, noch
15 eine zusätzliche Optik für die Bestimmung der Pupillenmitte und damit der Blickrichtung erforderlich, so dass der vorrichtungstechnische Aufwand für ein exaktes und positionsgenaueres "eye-tracking" minimal gehalten werden kann. Weil erfindungsgemäß der zum "eye-tracking" dienende Verfahrensschritt je nach Bedarf, aber im Takt mit den Abtastzyklen durchgeführt wird, d.h. weil der Takt
20 der Abtast- bzw. Projektionszyklen auch maßgeblich für die Erfassung der Blickrichtung ist, wird kein zusätzlicher Taktgeber notwendig, so dass der vorrichtungstechnische Aufwand zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens weiter reduziert wird. Weil also mit dem Verfahren entsprechend Patentspruch 1 das optische Zentrum des Bewegungsmusters bedarfsgerecht und im
25 Takt der Abtast- und/oder Projektionszyklen in die zuvor erfasste Pupillen- oder Makulamitte gelegt wird, gelingt es mit geringem Aufwand, das optische System so zu steuern, dass selbst bei schnellen Augenbewegungen keine die Systemfunktion beeinträchtigenden Verzerrungen oder Verschiebungen der auf die Netzhaut eingespielten bzw. von der Netzhaut abgetasteten Information auftreten.
30 Das optische System folgt somit mit größtmöglicher Genauigkeit jeder Augenbewegung, auch wenn sie spontan und schnell über einen großen Winkel erfolgt.

 Durch einen vorzugsweise häufigen, in Abstimmung mit dem Abtasttakt
35 durchgeführten Vergleich der momentanen Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte mit einem zuvor gespeicherten Datensatz gemäß Anspruch 27 und

unter Berücksichtigung der hohen Taktfrequenz, mit der die Relativlagebestimmung vorgenommen wird, wird die Voraussetzung dafür geschaffen, dass das optische System selbst bei schnellen Augenbewegungen mit inkremental kleinen Steuerbewegungen so nachjustiert werden kann, dass stets eine
5 systemgerechte, ggf. konfokale Abtastung des Auges stattfindet, was der Funktion, wie z.B. der Abbildungsqualität des optischen Systems in allen seinen verschiedenen Anwendungsfällen zugute kommt.

Dabei ergibt sich der zusätzliche Vorteil, dass das Verfahren des
10 Patentanspruchs 1 - wenn es jedem vollständigen Abtast-Bewegungsmuster des Scan- und/oder Projektionsstrahls vorangestellt wird, gleichzeitig dazu herangezogen werden werden kann, nur sinnvolle Abtast-Zyklen, zuzulassen. Dies kann beispielsweise dadurch erfolgen, dass das Bewegungsmuster zur Bestimmung der Pupillen- und/oder Makulamitte erst dann als abgeschlossen gilt oder
15 abgeschlossen wird, wenn eindeutige Werte für die Lage der Pupille oder Makula erfasst sind. Dadurch kann wirksam und mit einfachen Mitteln ausgeschlossen werden, dass ein Scanvorgang beispielsweise bei geschlossenem oder teilweise geschlossenem Auge, wie z.B. bei einem Lidschlag, durchgeführt wird.

Es hat sich herausgestellt, dass die zur Bestimmung der Pupillen- und/oder Makulamitte erforderliche Bewegung des optischen Strahlengangs im Vergleich zur Gesamtweglänge des Abtast-Strahlengangs bei einem Voll-Scan verhältnismäßig klein sein kann, so dass durch die erfindungsgemäße Maßnahme zur häufigen oder kontinuierlichen Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen dem
20 optischen System und dem optischen System des Auges im wesentlichen weder Zeit noch Qualität der optischen Bildver- und/oder -aufbereitung verloren geht. Dieser Effekt wird dadurch zusätzlich verstärkt, dass die Datenmenge, welche zur Bestimmung der Pupillen- und/oder Makulamitte erforderlich ist, im Vergleich zu der Datenmenge, die die auf das Auge einfallende Bildinformation wiedergibt, sehr
25 klein gehalten werden kann. Dadurch kann die Abtastgeschwindigkeit bei der Bestimmung der Pupillenmitte sehr groß sein, so dass zusätzlich Zeit für den eigentlichen Bildabtast-Scan gewonnen wird. Bei diesem Scanvorgang kann es sich dann um einen Abtastvorgang des Netzhautreflexes oder aber auch um Abtastvorgänge handeln, mit denen eine andere, auf die menschliche Netzhaut
30 einfallende Bildinformation abgetastet wird, wie z.B. um den Abtastvorgang des Hornhautreflexbildes oder eines zwischen Brillenglas und Auge geschalteten
35

telreflektierenden Zusatzelements, was in den älteren Anmeldungen der Anmelderin, nämlich in PCT/EP00/09840, PCT/EP00/09841 und PCT/EP00/09843 im einzelnen beschrieben ist.

5 Vorteilhafte Weiterbildungen sind Gegenstand der Unteransprüche.

 Mit der Weiterbildung des Anspruchs 2 kann das Datenvolumen, das bei der Bestimmung der Pupillen- und/oder Makulamitte gespeichert werden muß, weiter reduziert werden.

10

 Wenn entsprechend Anspruch 3 das zweidimensionale Scanbewegungsmuster zumindest abschnittsweise mehrfach, insbesondere so lange wiederholt durchfahren wird, bis eindeutige Werte für die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte vorliegen, werden wenig aussagekräftige Scan- und/oder Projektions-Bewegungen des optischen Systems von vorneherein ausgeschlossen. Die Funktionssicherheit des Systems ebenso wie die Arbeitsgenauigkeit des optischen Systems werden dadurch weiter verbessert, wobei dessen Störanfälligkeit gleichzeitig verringert wird.

15

 Die Weiterbildung des Anspruchs 4 erfüllt diese Sicherheitsfunktion mit einem möglichst geringen Signalverarbeitungsaufwand, wodurch zusätzlich Zeit eingespart wird, die dadurch dem eigentlichen Bildscan zur Verfügung steht.

20

 Wenn entsprechend Anspruch 5 dem Bewegungsmuster des Scan-Strahlengangs zur Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte ein Startmuster vorgeschaltet wird, das von einem Bezugspunkt am optischen System ausgeht und durch Auswertung der beim Abtasten erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten zur Grobbestimmung der Pupillenmitte herangezogen wird, kann das zur Bestimmung der Relativlageveränderung zwischen optischem System und Auge erforderliche Datenvolumen weiter reduziert werden, wodurch gleichzeitig dafür gesorgt wird, dass mehr Zeit und Rechenleistung für den eigentlichen zyklisch durchzuführenden Bild-Scan- und/oder Projektionsvorgang verbleibt. Dieser Vorteil kommt insbesondere dann zum tragen, wenn - gemäß Anspruch 6 - die bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte ermittelten Werte bei der Festlegung des Bewegungsmusters für die anschließende Abtastbewegung zur genauen Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte verwendet werden.

30

35

Vorteilhafte Varianten für das Bewegungsmuster zur Grobbestimmung der Pupillenmitte und zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur sind Gegenstand der Ansprüche 7 und 8 bzw. 9 und 10.

5 Mit der Weiterbildung des Verfahrens entsprechend Anspruch 11 wird die Genauigkeit und die Durchführung des "eye-tracking" zusätzlich angehoben bzw. erleichtert. Denn dabei ergibt sich der zusätzliche Vorteil, dass das Bild des abgetasteten charakteristischen Bereichs der Retina gleichzeitig zur Identifizierung der das Brillensystem tragenden Person herangezogen werden kann. Dies schafft
10 die Voraussetzung für eine sich selbständig einstellende, trägerspezifische Steuerung und/oder Konfiguration des Systems. Ähnliche Vorteile werden durch die Abtastung anderer Charakteristika des Auges, beispielsweise der Iris.

Vorzugsweise tastet das Scansystem im nicht sichtbaren Lichtbereich, vorzugsweise im Infrarotbereich, ab, wodurch -bei aktiver Ausleuchtung des
15 Auges- eine Beeinflussung des Bildeindrucks für die das Brillensystem tragende Person ausgeschlossen, und -bei passiver Abtastung- eine Abtastung bei Dämmerung oder Dunkelheit und/oder eine Abtastung wärmestrahrender Strukturen des Auges möglich ist.

20

Vorteilhafte Ausgestaltungen einer Vorrichtung zur Durchführung des vorstehend beschriebenen Verfahrens sind Gegenstand der Ansprüche 18 bis 26.

Als Strahlengang-Leitanordnung gemäß Anspruch 20 kann jedes Laserlenk-
25 und/oder Spiegelsystem verwendet werden, das in den Anmeldungen DE 196 31 414 A1 bzw. der WO98/05992 A2 und DE 197 28 890 oder PCT/EP00/09840, PCT/EP00/09841 und PCT/EP00/09843 beschrieben ist. Insoweit wird auf die dortige Offenbarung ausdrücklich Bezug genommen. Die zur Ansteuerung der Spiegelsysteme erforderliche Motorik kann unverändert beibehalten werden.
30 Zudem läßt sich eine Strahlengang-Leitanordnung aus holographischen, opto-elektronischen und/oder opto-akustischen Elementen verwirklichen.

Die Vorrichtung kann vorteilhaft in einem Informations-Projektionssystem benutzt werden, mit dem vorzugsweise kontinuierlich und lagegenau eine
35 Überspielung von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina erfolgt.

Eine weitere vorteilhafte Anwendung der Vorrichtung ergibt sich bei Verwendung in einem System zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallendes Bildes mit der momentanen
5 Blickrichtung.

Nachstehend werden anhand schematischer Zeichnungen Ausführungsbeispiele der Erfindung näher erläutert. Es zeigen:

10 Figur 1 eine schematische Ansicht eines Informationssystems, in dem ein optisches System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation verwendet wird;

15 Figur 2 eine detaillierte Ansicht eines Auges im Querschnitt;

 Figur 3 eine schematische Ansicht einer Ausführungsform des optischen Systems in der Ausführung als interaktives Brillensystem zur Erläuterung der Kinematik zur Steuerung des Abtast- bzw. Projektionsstrahlengangs;

20 Figur 4 eine schematische Ansicht des menschlichen Auges von vorne durch ein interaktives Brillensystem gesehen, wobei ein bevorzugtes Bewegungsmuster des Abtaststrahlengangs zur Bestimmung der Pupillenmitte und anhand von Diagrammen die von einem Abtastsensor in etwa erfassten Grauwerte gezeigt sind;

25 Figur 5 eine etwas vergrößerte Ansicht des Auges in Verbindung mit Diagrammen zur Veranschaulichung der von Abtastsensoren in etwa erfassten Grauwerte, wenn das Auge in horizontaler und vertikaler Richtung überstrichen wird;

30 Figur 5A ein Ablaufdiagramm zur Veranschaulichung der Verfahrensschritte bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte gemäß einer ersten Variante;

 Figur 6 eine schematische Ansicht der durch die Pupille sichtbaren Netzhaut, wobei anhand zweier Diagramme die von einem Abtastsensor erfassten Grauwerte
35 aufgezeigt sind, die beim Abtasten in horizontaler und vertikaler Richtung erfasst werden;

Figur 6A in stark vergrößerter Darstellung eine Ansicht der Makula zur Erläuterung einer Variante für die Führung eines Abtaststrahlengangs zur Ermittlung der Makulamitte;

5

Figur 7 ein Ablaufdiagramm zur Erläuterung der Führung des Abtaststrahlengangs zur Ermittlung der Makulamitte;

Figur 8A und 8B schematische Ansichten des optischen Strahlengangs für den Fall, dass sich das Auge in der Normalposition und in einer verdrehten Position befindet, wobei das optische System nachjustiert ist

10

Figur 9 eine der Figur 6 ähnliche schematische Ansicht der durch die Pupille sichtbaren Netzhaut, wobei charakteristische Strukturen wie Fovea Centralis, Makula, Blinder Fleck und größere Blutgefäße hervorgehoben sind;

15

Figur 10 eine schematische Darstellung eines zweidimensionalen Speichers mit $n \times m$ Feldern, in dem die Topographie der Netzhaut abgelegt ist;

20

Figur 11 eine der Figur 9 entsprechende Ansicht der Netzhaut mit einem hinterlegten spiralförmigen Bewegungsmuster des Abtaststrahlengangs, wobei das Zentrum des Abtast-Bewegungsmuster nicht mit dem Zentrum der Fovea Centralis zusammenfällt;

25

Figur 12 das von Abtastsensoren aufgenommene Bild der Netzhautstruktur, wenn eine Abtastung nach Figur 11 vorgenommen worden ist;

30

Figur 13 eine schematische Ansicht, in der das Bild gemäß Figur 12 durch Drehung und Verschiebung in Deckung mit dem Bild gemäß Figur 9 gebracht ist;

Figur 14 ein Ablaufdiagramm zur Veranschaulichung eines modifizierten Verfahrens zur Einstellung des Systems auf die Makulamitte;

35

Figur 15 ein Ablaufdiagramm zur Veranschaulichung der zeitlichen Abfolge der Verfahrensschritte für die Grob- und Feinjustierung und für das Kartographieren der Retina;

Figur 16 ein Blockschaltbild zur Veranschaulichung der Eingliederung eines "eye-trackers" in ein interaktives Brillensystem;

- 5 Figur 17 ein Ablaufdiagramm zur Veranschaulichung der Schritte bei der Bildabtastung gemäß einer Variante des Verfahrens;

Figur 17A zeigt eine Abwandlung der Vorgehensweise der Figur 17;

- 10 Figur 18 eine der Figur 3 entsprechende schematische Ansicht der interaktiven Brille zur Erläuterung des Projektionsvorgangs und des Nachjustieren des optischen Systems;

- 15 Figur 19A eine interaktive Brille entsprechend einer weiteren Abwandlung mit integriertr Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung;

Figur 19B eine Detailansicht der in Figur 19A gezeigten integrierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung;

- 20 Figur 20A eine interaktive Brille entsprechend einer weiteren Abwandlung mit integrierter Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung;

Figur 20B eine Detailansicht der in Figur 20A gezeigten integrierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung;

- 25 Figur 21A eine interaktive Brille entsprechend einer weiteren Abwandlung mit integrierter Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung;

- 30 Figur 21B eine Detailansicht der in Figur 21A gezeigten integrierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung;

Figur 22 eine interaktive Brille gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel;

- 35 Figur 23 eine interaktive Brille gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel;

Figur 24 A und Figur 24B eine Draufsicht und eine Frontansicht einer weiteren Ausführungsform der interaktiven Brille in der die erfindungsgemäße Nachstelleinrichtung des optischen Systems anwendbar ist: und

- 5 Figur 25 eine schematische Ansicht eines weiteren Ausführungsbeispiels eines optischen Systems, das mit der erfindungsgemäßen Nachstelleinrichtung kombinierbar ist.

10 In der Beschreibung der Figuren werden ähnliche oder identische Gegenstände mit ähnlich oder gleich endenden Bezugsziffern bezeichnet. Viele der abgebildeten Gegenstände weisen symmetrische oder komplementäre Komponenten auf, die durch einen Zusatzbuchstaben, beispielsweise "L" für links und "R" für rechts, nach dem Bezugsziffer unterschieden werden. Betrifft die Aussage jede einzelne Komponente einer solchen symmetrischen oder komplementären
15 Gruppierung, wird auf den Zusatzbuchstaben in manchen Fällen der Übersichtlichkeit halber verzichtet.

Figur 1

- 20 Figur 1 zeigt schematisch den Aufbau eines optischen Systems, insbesondere eines Informationssystems 100, das mit einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zur Anpassung des optischen Systems an die Blickrichtung des menschlichen Auges ausgestattet ist. Das Informationssystem 100 ist in Form eines interaktiven Brillensystems 120 bzw. einer interaktiven Brille 120 ausgeführt, die zwei optische
25 Vorrichtungen 150 umfaßt. Bevorzugt befinden sich die optischen Vorrichtungen 150 jeweilig auf einer Innenseite eines linken 121L oder rechten 121R Bügelteils der Brille 120. Je nach Anwendungsbereich sind auch andere, die Sicht nicht störende Anordnungen der optischen Vorrichtungen, z.B. im Bereich eines über die Nasenwurzel eines Benutzers verlaufenden Nasenstegs 122 der Brille 120, sinnvoll.

30

- Die optische Vorrichtung 150 der Brille 120 ist über Verbindungsleitungen 101 an eine Prozessoreinheit 140 angeschlossen. Sind Photodetektoren und/oder Lichtquellen von den optischen Vorrichtungen umfaßt, dienen die Verbindungsleitungen zur Übertragung von elektrischen Detektor- bzw.
35 Steuersignale. Die Photodetektoren bzw. Lichtquellen können jedoch in der Prozessoreinheit 140 angeordnet und über lichtleitende Verbindungsleitungen 101

an die optischen Vorrichtungen 150 der Brille 120 angeschlossen werden. Dies trägt zur Gewichtsreduktion der Brille 120 bei.

Figur 2

5

Figur 2 zeigt zwecks Verständnis der Erfindung eine detaillierte Ansicht eines Auges 280 im Querschnitt. Das Auge 280, das in einer aus Schädelknochen gebildeten Augenhöhle 20 (lat. Orbita) im Kopf eines Menschen untergebracht und hier im Sinne eines Augapfels 280 zu verstehen ist, besteht aus einer von einer lichtdurchlässigen Hornhaut 283 (lat. Kornea) und einer sichtlich weißen Lederhaut 28 (lat. Sklera) umgebenen Kammer. Die Lederhaut 28 ist auf seiner dem Inneren des Auges 280 zugewandten Seite von einer Aderhaut 287 (lat. Choroida) überzogen, die auf seiner ebenfalls inneren Seite eine lichtempfindliche Netzhaut 281 (lat. Retina) trägt und diese mit Blut versorgt. Durch ihre Pigmentierung verhindert die Aderhaut 287 eine Steuung des darauffallenden Lichts, die das Sehvermögen stören könnte.

Das Gewebe der Netzhaut 281 umfaßt zwei Arten von Photorezeptorzellen, nämlich Stäbchen und Zapfen (beide nicht dargestellt), die dem Menschen den Sehsinn ermöglichen. Diese Photorezeptorzellen absorbieren das durch eine Augenlinse 282 gebündelte Licht in einem Wellenlängenbereich von ca. 380-760 nm und verwandeln es durch eine Reihe von chemischen Reaktionen in elektrische Nervensignale. Die Signale der verschiedenen Nervenzellen der Netzhaut 281 werden dann über einen Sehnerv 25 an das Gehirn weitergeleitet und dort zu einem wahrnehmbaren Bild verarbeitet. Die zahlreichen, ca. 120 Millionen zählenden und stark lichtempfindlichen Stäbchen sind auf die Signalaufnahme im Dämmerlicht (sogenanntes skotopisches Sehen) spezialisiert und liefern ein Graustufenbild. Die ca. 6,5 Millionen, vergleichsweise weniger lichtempfindlichen Zapfen dagegen sind für das Farbsehen bei Tageslicht (sogenanntes photopisches Sehen) zuständig. Bei der Lichtabsorption findet eine Oxidierung von Pigmenten in den Photorezeptorenzellen statt. Zur Regenerierung der Pigmente bedarf es bei den Zapfen ca. 6 Minuten und bei den Stäbchen ca. 30 Minuten. Eine Betrachtungsdauer von ca. 200 msec ist notwendig, bis der Sehreiz über die Photorezeptoren einsetzt und eine Informationsaufnahme über die Netzhaut 281 erfolgt.

Die Netzhaut 281 weist eine Vertiefung 286 auf, die durch ihre im Vergleich zur übrigen Netzhaut höher Dichte an Zapfen als etwas stärker pigmentiert erscheint. Diese Vertiefung 286, die üblicherweise Schgrube 286 (Fovea centralis) genannt wird, liegt in einem als "gelber Fleck" (lat. Makula) bekannten Bereich
5 der Netzhaut und stellt den Bereich des schärfsten Sehens dar. Die Fovea centralis 286 ist nur mit Zapfen besetzt, weist eine sehr hohe Zapfendichte auf und beansprucht lediglich ca. 0,01% der Netzhautoberfläche. An der mit dem Bezugszeichen 288 gekennzeichneten Stelle vis-à-vis der Linse 282 tritt das
10 Sehnerv 25 durch eine siebartige Öffnung in der Lederhaut 28 in das Innere des Auges ein. Diese Stelle 288 weist keine Photorezeptorzellen auf, weshalb sie als "blinder Fleck" bezeichnet wird.

Die von der Hornhaut 283 und der Lederhaut 28 gebildeten Kammer ist durch eine verformbare Linse 282 und einen muskelösen Strahlenkörper 23 (auch
15 Ziliarkörper genannt), der die Linse 282 trägt, unterteilt. Der zwischen der Linse 282 und der Netzhaut 281 liegende Teil der Kammer, der ca. 2/3 des Augapfels ausmacht, bildet einen sogenannten Glaskörper 21, ein gallertiges Gebilde, das zu über 98% aus Wasser besteht und die Netzhaut 281 stützt und schützt. Der als Vorderkammer 22 bezeichnete, zwischen der Hornhaut 283 und der Linse 282
20 liegende Teil der Kammer enthält eine Flüssigkeit, die die Hornhaut 283 ernährt. In ihrer Urform bricht die Linse 282 das auf das Auge fallende Licht typischerweise derart, daß das ferne Gesichtsfeld auf die Netzhaut 281 scharf abgebildet wird. Durch Anspannung/Entspannung der Muskeln des Ziliarkörper 23 kann die Form und somit auch die Brechungscharakteristik der Linse 282 über
25 einen breiten Bereich verändert werden, um beispielsweise eine scharfe Abbildung nahliegender Gegenstände des Gesichtsfelds auf die Netzhaut 281 zu ermöglichen. Dieser Vorgang läuft in den meisten Fällen für den betroffenen Menschen unbewußt ab.

Unmittelbar vor der Linse 282 befindet sich in der Vorderkammer 22 eine
30 aus gefärbtem Gewebe bestehende Blende 285 veränderbaren Durchmessers, die den Lichteinfall auf die lichtempfindlichen Teile des Auges 280 reguliert und dem Auge 280 seine charakteristische Färbung verleiht. Diese Blende 285 wird deshalb als Regenbogenhaut 285 (lat. Iris) bezeichnet. Aufgrund der geringen
35 Lichtrückstrahlung der Linse 282, des Glaskörpers 21 und der Netzhaut 281 erscheint der zentrale Bereich der Iris 285 schwarz und wird Pupille 284

bezeichnet. Auch die Regulierung der Pupillengröße läuft für den Menschen unbewußt ab.

Das Auge 280 ist über sechs teils parallel, teils schräg zueinander verlaufende Muskeln 24 an die Schädel verbunden, die ein Schwenken des Auges 280 und folglich eine Änderung der Blickrichtung ermöglichen. Das binokular, ohne Bewegung der Augen 280 erfaßte Gesichtsfeld umfaßt horizontal ca. 170° und vertikal ca. 110° . Werden die Augen 280 bewegt, kann ein binokulares Blickfeld von horizontal ca. 290° und vertikal ca. 190° erfaßt werden. Der von der Fovea centralis 286 erfaßten Bereich des schärfsten Sehens umfaßt lediglich ca. 1° . Eine fiktive Achse durch die Mitte dieses Bereichs wird als Sehachse bezeichnet und entspricht der Blickrichtung. Auch eine Rotation des Auges um die Sehachse wird durch die Muskeln 24 ermöglicht.

Die sechs Muskeln 24 sind für sämtliche Augenbewegungen zuständig. Bei einer Betrachtung eines Fixpunkts finden sogenannte Mikrotremors des Auges 280 statt, bei denen das Auge 280 leicht zittert, um eine vorübergehende Erschöpfung der chemischen Reaktionsfähigkeit der betroffenen Photorezeptorzellen beim gleichbleibenden Reiz zu vermeiden. Während eines Blickrichtungswechsels oder einer Kopfbewegung finden sogenannte Sakkadenbewegungen statt, mit deren Hilfe die Fovea centralis 286 auf ihr neues Fixationsziel gerichtet bzw. auf ihr bisheriges Fixationsziel gehalten wird. Bei dieser sehr komplex ablaufenden Bewegung wird das Auge 280 unwillentlich mit einer kleinen Amplitude von bis zu mehreren zehn Grad und einer extrem schnellen Winkelgeschwindigkeit von bis zu mehreren hundert Grad pro Sekunde hin und her bewegt. Bei der Verfolgung eines sich bewegenden Objekts erreicht das Auge 280 Winkelgeschwindigkeiten von lediglich eins bis zwei hundert Grad pro Sekunden.

Zum Schutz des Augapfels 280 hat der Mensch bewegliche Hautfalten, nämlich ein Oberlid 27a und ein Unterlid 27b, die ein Schließen der Augenhöhle gegen äußere Einflüsse ermöglicht. Die Lider 27a und 27b schließen sich reflektorisch bei einfallenden Fremdkörpern und starker Blendung. Darüber hinaus sorgen die Lider 27a und 27b durch regelmäßigen, meist unwillkürlichen Lidschlag für einen gleichmäßig auf der Hornhaut 283 verteilten Tränenfilm, der die äußere Oberfläche der Hornhaut 283 vor einem Austrocknen wahrt und wäscht. Die Lider 27a und 27b weisen auch Wimpern 27c auf, die das Auge 280 ebenfalls vor Staub

schützen. Eine Bindehaut 26 kleidet den Raum zwischen den Lidern 27a bzw. 27b, der Aughöhle 20 und dem Augapfel 280 aus. Die Bindehaut 26 geht einerseits in die Lidinnenseite über, andererseits in die Hornhaut 283, und stellt einen zweiten Schutzwall gegen das Eindringen von Keimen und Fremdkörpern dar.

5

Figur 3 und 18

Figur 3 zeigt eine Ausführungsform des wie oben beschriebenen, interaktiven Brillensystems bzw. Brille 320, bei der eine Signalerfassungsvorrichtung in Form einer scannenden Augenabtastrichtung 350D vorgesehen ist. Dabei stellt die linke Bildhälfte eine Draufsicht auf den Kopf eines Benutzers 302 samt Brille 320 mit rechtem Bügelteil 321R dar, während die rechte Bildhälfte ein durch den linken Bügelteil 321L verlaufenden Querschnitt der Brille 320 wiedergibt. Außer der zur interaktiven Brille 320 gehörenden Vorrichtungen sind in der Figur 3 keine weiteren Komponenten der erfindungsgemäßen Informationssystem 100 abgebildet.

Gemäß der abgebildeten Ausführungsform werden auf das Auge 380 fallende Lichtstrahlen 333a und 333b, die beispielsweise aus dem Gesichtsfeld stammen, von der Linse 382 auf der Netzhaut 381 als zusammenhängendes Bild scharf abgebildet und von ihr als Netzhautreflexbild zurückreflektiert. Ein so zurückreflektierter Lichtstrahl 331 passiert in umgekehrter Richtung erneut die Linse 382, wird über zwei, zum Spiegelsystem der Brille 320 gehörende konkave Spiegel 322 und 323 fokussiert und wie abgebildet auf eine scannende Augenabtastrichtung 350D gelenkt. Die Augenabtastrichtung 350D umfaßt eine Signalerfassungsvorrichtung 351 in Form eines Fotodetektors 351, der den von der Netzhaut 381 zurückreflektierten Lichtstrahl 331 erfaßt, sowie zwei bewegliche Flachspiegel 352H und 352V, die eine horizontale bzw. vertikale Ablenkung des Lichtstrahls 331 auf den Fotodetektor 351 bewirken. Somit bilden die konkaven Spiegel 322 und 323 zusammen mit den zwei beweglichen Flachspiegel 352H und 352V die Strahlengang-Leitanordnung des Scansystems, hier der Augenabtastrichtung 350D. Gemäß der Ausführung der Figur 3 umfaßt die Brille 320 zusätzlich eine Lichtfalle 324, die einen Lichteinfall aus unerwünschten Einfallsrichtungen verhindert. Zur Vereinfachung des Spiegelsystem der Brille 320 kann der Spiegel 323 durch eine verspiegelte Innenoberfläche des Brillenglases verwirklicht werden. Allerdings muß die Oberfläche eine bestimmte Form aufweisen, um eine Erfassung des gesamten

Netzhautreflexbildes auch bei einer eventuellen verdrehten Stellung des Auges 380 zu ermöglichen.

5 Durch die Kombination eines punktförmigen Detektors 351 mit
entsprechender Steuerung der Flachspiegel 352H und 352V erfolgt eine serielle
punktuelle Abtastung des Netzhautreflexbildes als Bildpunktfolge. Bevorzugt wird
die Netzhaut 381, wie in der DE 196 31 414 A1 und der DE 197 28 890
beschrieben, mit einem kreis-, spiral- oder ellipsenförmigen Scanmuster abgetastet.
10 Dies hat den Vorteil, daß die Flachspiegel 352 ohne rückartigen Bewegungen
angetrieben werden können, und daß eine höhere Bildpunktdichte (Anzahl der
Bildpunkte pro Flächeneinheit der Netzhaut) im Bereich der Fovea centralis 286
sich erfassen läßt.

15 Figur 18 zeigt eine Ausführungsform der wie oben beschriebenen,
interaktiven Brille 1820, bei der eine Ausgabevorrichtung in Form einer
scannenden Projektionsvorrichtung 1850P vorgesehen ist. Dabei stellt die linke
Bildhälfte eine Draufsicht auf den Kopf eines Benutzers 1802 samt Brille 1820 mit
rechtem Bügelteil 1821R dar, während die rechte Bildhälfte ein durch den linken
Bügelteil 1821L verlaufenden Querschnitt der Brille 1820 wiedergibt. Außer der
20 zur interaktiven Brille 1820 gehörenden Vorrichtungen sind in der Figur 18 keine
weiteren Komponenten der erfindungsgemäßen Informationssystem 100 abgebildet.

Gemäß der abgebildeten Ausführungsform umfaßt die scannende
Projektionsvorrichtung 1850P eine einen Projektionslichtstrahl 1832 emittierende
25 Lichtquelle 1853, beispielsweise eine Laserdiode oder eine über ein Linsensystem
fokussierte LED, sowie zwei bewegliche Flachspiegel 185H und 1854V. Der
Projektionslichtstrahl 1832 wird über die beweglichen Flachspiegel 1854H und
1854V auf ein Spiegelsystem der Brille 1820 gelenkt, das zwei konkave Spiegel
1822 und 1823 umfaßt, die den Projektionslichtstrahl 1832 auf die Linse 1882
30 eines Auges 1880 und schließlich auf die Netzhaut 1881 wirft. Zur Vereinfachung
des Spiegelsystem der Brille 1820 kann der Spiegel 1823 durch eine verspiegelte
Innenoberfläche des Brillenglases verwirklicht werden. Allerdings muß die
Oberfläche eine bestimmte Form aufweisen, um eine Projektion auf alle Bereiche
der Netzhaut 1881 auch bei einer eventuellen verdrehten Stellung des Auges 1880
35 zu ermöglichen. Zur Vermeidung störender Lichteinfälle läßt sich die Brille 1820

mit einer Lichtfalle 1824 ausstatten, die Lichteinfälle aus unerwünschten Einfallsrichtungen verhindert.

5 Durch die Kombination einer punktförmigen Lichtquelle 1853 mit
entsprechender Steuerung der Flachspiegel 1852H und 1852V, die jeweils eine
horizontale bzw. vertikale Ablenkung des Projektionslichtstrahls 1832 bewirken,
erfolgt eine serielle punktuelle Projektion eines Bildes. Bevorzugt erfolgt die
10 Projektion, wie in der DE 196 31 414 A1 und der DE 197 28 890 beschrieben, mit
einem kreis-, spiral- oder ellipsenförmigen Scanmuster. Dies hat den Vorteil, daß
die Flachspiegel 1852 ohne rückartigen Bewegungen angetrieben werden können,
und daß sich eine höhere Bildpunktdichte im Bereich der Fovea centralis 286 auf
die Netzhaut 1881 projizieren läßt.

15 Damit es gelingt, den Scan- und/oder Projektionsvorgang augenzentriert
durchzuführen, wird das optische System mit einer Vorrichtung ausgestattet bzw.
kombiniert, die in der Lage ist, möglichst zeitnah jede Veränderung der Relativlage
zwischen dem optischen System und dem optischen System des Auges zu erfassen
und - soweit erforderlich - das optische System an die veränderte Blickrichtung
anzupassen, d.h. eine sogenannte "eye-tracker"-Funktion zu erfüllen. Im folgenden
20 wird beschrieben, mit welchen verfahrens- und vorrichtungstechnischen Mitteln
diese Funktion wahrgenommen wird:

Wie oben bereits angesprochen, erfolgt die Abtastung und ggf. die Projektion
von optischer Information derart, dass der optische Strahlengang mit relativ hoher
25 Frequenz (beispielsweise 100 Hz) eine sich im optischen Weg zur Retina
befindliche Fläche auf einem vorbestimmten Bewegungsmuster überstreicht. Um
diesen Abtastvorgang so zu steuern, dass die Bewegungen des Auges
Berücksichtigung finden können, wird bedarfsgerecht und im Takt des Abtast-
und/oder Projektions-Bewegungsmusters diesem ein Bewegungsmuster
30 vorangestellt, mit dem die Position des optischen Systems des Auges und/oder
dessen Zustand - geschlossenene oder offenes Augenlid, etc. - erfasst werden kann.
Anhand der folgenden Figuren wird erläutert, wie die hierfür erforderlichen
Informationen gewonnen werden.

35 **Figur 4**

Figur 4 zeigt die Frontansicht eines menschlichen Auges 480, das hinter einem Brillengestell 420A liegt. Mit dem Bezugszeichen 485 ist die Iris und mit 428 die Lederhaut bezeichnet. Der zentrale Bereich der Iris 485, d.h. die Pupille trägt das Bezugszeichen 484.

5

Am Brillengestell 420A ist beispielsweise eine Markierung MS angebracht, die als Referenz- und Ausgangspunkt für die Grob-Bestimmung der Relativlage zwischen dem Brillensystem und den beiden Augen, und damit zur groben Ermittlung der Relativlage zwischen dem Zentrum der Pupille 484 und Brillensystem 420, dient. Mit dicker ausgezogener Linie BM ist ein Bewegungsmuster angedeutet, welches ein Abtaststrahl des am Brillensystem angebrachten - nicht näher dargestellten - optischen Systems während einer Startphase beschreibt, wobei geeignete Fotodetektoren laufend Grauwerte erfassen, die in den angedeuteten Diagrammen zwischen den Werten W (für WEISS) und S (für SCHWARZ) liegen. Selbstverständlich könnten Farbwerte aus dem sichtbaren oder Infrarotbereich anstatt oder neben den Grauwerten ebenfalls erfaßt bzw. ausgewertet werden, wie dies dem Fachmann auf dem Gebiet der Bildverarbeitung und/oder der Mustererkennung geläufig ist.

20 Während bei einer Projektion Licht aktiv als Projektionsstrahl über einen durch das Projektionssystem veränderbaren Strahlengang vorzugsweise punktförmig in das Auge hineinprojiziert wird, kann das Scansystem sowohl passiv als auch aktiv arbeiten. Arbeit das Scansystem passiv, so wird das Auge nicht ausgeleuchtet, d.h. es wird lediglich systemfremdes, vom Auge zurückreflektiertes Umgebungslicht vom Scansystem erfaßt. Arbeit das Scansystem aktiv, so wird das Auge vom Scansystem zusätzlich ausgeleuchtet, d.h. das Scansystem könnte sowohl systemfremdes, vom Auge zurückreflektiertes Umgebungslicht als auch vom Scansystem generierte, vom Auge zurückreflektierte Lichtsignale erfassen. Hierbei kann es sinnvoll sein, das vom Scansystem in das Auge projiziertes Licht bestimmte Eigenschaften, beispielsweise eine bestimmte Wellenlänge, Wellenform, o.ä., aufzuerlegen, um eine Trennung des erfaßten Umgebungslichtes von den erfaßten, vom Scansystem generierten und vom Auge zurückreflektierten Lichtsignale zu ermöglichen. Bei beiden Betriebsarten des Scansystems wird Licht, das von einem durch die Strahlengang-Leitanordnung des Scansystems bestimmbaren Strahlengang zuzuordnenden Gebiet des Auges zurückreflektiert wird, entlang den momentan durch die Strahlengang-Leitanordnung des

Scansystems bestimmten Strahlengang in eine Detektorvorrichtung gelenkt, wo es dann erfaßt wird.

5 Erfindungsgemäß durchführt das Scan- bzw. Projektionssystem, insbesondere die Strahlengang-Leitanordnung des Scan- bzw. Projektionssystems, eine Scan- bzw. Projektionsbewegung während des Scan- und/oder Projektionsvorgangs aus, die den Strahlengang des Scan- bzw. Projektionsstrahls zeitlich ändert. Gemäß der Scan- bzw. Projektionsbewegung beschreibt der Ausgangs- bzw. Endpunkt des Strahlengangs des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes
10 bzw. des vom Projektionssystem in das Auge projizierten Lichtes somit ein quasi zweidimensionales Bewegungsmuster, auch Scan- bzw. Projektionsmuster genannt, im Auge.

Das abgebildete, exemplarische Bewegungsmuster ist quasi zweidimensional, und die beim Abtastvorgang erfassten Grauwerte werden vorzugsweise in zwei
15 Koordinaten anhand von Signalprofilen SPV und SPH ausgewertet, wobei im wesentlichen drei lineare Bewegungsmusterabschnitte BM1, BM2 und BM3 herangezogen werden, die durch Bogenabschnitte miteinander zu einer flüssigen Bewegungskurve verbunden sind. Der Abschnitt BM1 geht vom Startpunkt MS aus und verläuft horizontal in Figur 4 nach links. Solange beim Abtasten der Punkt P1, d.h. der Übergang zur Augenöffnung nicht erreicht ist, bleibt der erfasste
20 Graustufenwert in einem mittleren Bereich. Beim Treffen auf die Lederhaut 428 am Punkt P1 springt der Wert auf das Signal W und verbleibt auf diesem Wert so lange, bis der Strahlengang der Abtastbewegung den Punkt P2, d.h. den Übergang zur Iris 485 erreicht. Da die Iris in der Regel wesentlich dunkler ist als die weisse
25 Lederhaut, fällt der Signalpegel am Punkt P2 deutlich ab und bleibt, wenn die Pupille nicht überstrichen wird, bis zum Punkt P3, d.h. bis zum Erreichen des Übergangs Iris/Lederhaut auf diesem Niveau.

Aufgrund des Signalprofils erkennt eine geeignet programmierte
30 Signalauswerteeinrichtung, dass die Mitte der Iris exakt zwischen den Punkten P2 und P3 liegt und die X- Koordinate XIM hat. Auf diese Koordinate schwenkt anschließend das Bewegungsmuster ein, so dass der Bewegungsmusterabschnitt BM2 in die Koordinate XIM verlegt wird. Das dabei von den Fotodetektoren erfasste Signal ist im Diagramm auf der rechten Seite der Figur 4 wiedergegeben.
35 Am Punkt P4, d.h. am Übergang zur Iris 485 springt das Signal auf einen charakteristischen, im wesentlichen konstanten Wert, der dem Signalpegel

zwischen den Punkten P2 und P3 entspricht, so dass das System die Koordinaten des oberen Randes der Iris erkennt. Beim Durchlaufen des Bewegungsmusterabschnitts BM2 wird damit zuverlässig die Pupille 484 getroffen. Sobald der Strahlengang beim Abtasten den Rand der Pupille, d.h. den Punkt P5 erreicht, fällt das Abtastsignal auf einen Wert, der nahezu bei der Grenzlinie S (für SCHWARZ) liegt und damit einen für die Pupille charakteristischen Wert darstellt. Das Graustufensignal bleibt auf diesem Wert, so lange die Pupille 484 vom Abtaststrahlengang überstrichen wird, d.h. bis der Punkt P6 am Rand der Pupille erreicht ist und springt dann hoch. Mit LS ist die Länge der Sekante bezeichnet, die das Bewegungsmuster im Bereich der Pupille 484 erzeugt. Das Bezugszeichen MSS bezeichnet die Mittelsenkrechte auf dieser Sekante. Diese Mittelsenkrechte bestimmt gleichzeitig die Y-Koordinate YPMG des grob bestimmten Pupillenmittelpunkts. Diese Koordinate wird in der Prozessoreinheit abgespeichert.

Wie sich aus der Figur 4 ergibt, liegt die X-Koordinate XIM des Irismittelpunkts bereits sehr nahe bei der X-Koordinate XPMG des Pupillenmittelpunkts. Zur exakten Bestimmung dieser Koordinate dient der dritte Bewegungsmusterabschnitt BM3, der in die Linie MSS verlegt wird. Das dabei aufgenommene Grauwertesignal entspricht im wesentlichen dem Signalverlauf SPV, so dass dieser in der Figur 4 nicht gesondert gezeigt ist. Die Linie, die den beim Überstreichen der Pupille auftretenden und nahe bei der Linie S liegenden Peak mittig unterteilt, bestimmt die X-Koordinate XPM der Pupille, die ebenfalls abgespeichert wird. Damit ist die Grobbestimmung der Pupille bezüglich des Brillensystems abgeschlossen.

Für den Fall, dass - in seltenen Fällen - im Bewegungsmusterabschnitt BM2 die Pupille 484 nicht erfasst werden sollte, zeichnet der Fotodetektor ein Signalprofil SPV auf, das qualitativ dem Signalprofil SPH entspricht, so dass die Y-Koordinate der Pupille durch diejenige Linie bestimmt ist, die den Grauwerteimpuls beim Überstreichen der Iris mittig unterteilt. In diesem Fall wird der dritte Bewegungsmusterabschnitt BM3 in diese Linie hinein verlegt.

Die Anordnung ist vorzugsweise derart getroffen, dass die Abtastung über die drei Bewegungsmusterabschnitte BM1, BM2 und BM3 nur dann vervollständigt wird, wenn die Fotodetektoren in den einzelnen Bewegungsabschnitten tatsächlich Signale der in Figur 4 gezeigten Qualität erhalten. Auf diese Weise wird

sichergestellt, dass das Scansystem zur Abtastung des Auges nur dann einen Abtast- und/oder einen Projektionszyklus durchführen kann, wenn eindeutige Werte für die Grobkoordinaten XPM, YPM der Pupille vorliegen. Mit anderen Worten, eine aufwendige Bildsignalverarbeitung wird erst initiiert, wenn das Auge
5 für diesen Vorgang bereit ist. Wenn beispielsweise die Grobbestimmung des Pupillenmittelpunkts zu einem Zeitpunkt begonnen oder durchgeführt wird, in dem ein Augenlidschlag erfolgt, kann sie nicht mit einem eindeutigen Ergebnis abgeschlossen werden. Die Grobbestimmung wird in diesem Fall entweder vollständig oder zumindest für denjenigen Bewegungsmusterabschnitt wiederholt,
10 der durch den Lidschlag gestört wurde. Es ist jedoch an dieser Stelle hervorzuheben, dass unter Zugrundelegung einer Abtastfrequenz von 100 Hz für einen Vollscan des auf das Auge einfallenden Bildes, und unter Berücksichtigung einer üblichen Abtastkonfiguration mit 1024 Scan-Kreisbewegungen, die somit in 10 ms durchgeführt werden, davon ausgegangen werden kann, dass dann, wenn im
15 ersten Bewegungsmusterabschnitt ein aussagekräftiges Signalprofil erhalten wird, der volle Justier- und Abtastzyklus störungsfrei vorgenommen werden kann.

Erfindungsgemäß ist das für die Bestimmung der Pupillen- bzw. Makulamitte heranzuziehendes Bewegungsmuster, wie auch das Scanmuster insgesamt,
20 vorzugsweise derart zu wählen, daß die damit verbundenen Bewegungen der Komponenten des Scansystems, beispielsweise der Strahlengang-Leitanordnung, keine abrupte oder ruckartige Bewegungen umfassen, und somit glatt ausführbar sind. Eine solche Wahl des Bewegungsmuster trägt dazu bei, die Belastungen des Scansystems zu reduzieren, was eine Erhöhung der Ausführungsgeschwindigkeit der
25 Scanbewegung ermöglicht.

Nach Abschluss der Grobbestimmung der Koordinaten XPMG, YPMG des Pupillenmittelpunkts kann zusätzlich eine Feinbestimmung erfolgen. Dies wird anhand der Figur 5 näher erläutert:

30

Figur 5

In Figur 5 ist in vergrößerter Darstellung das Auge dargestellt, wobei mit PM der Mittelpunkt der Pupille 584 bezeichnet ist. Wenn man annimmt, dass eine
35 Abtastung des Auges entlang der durch das Zentrum PM der Pupille verlaufenden Linien H und V erfolgt, so erfassen die Fotodetektoren Grauwerte, die dem

Signalverlauf SPH bzw. SPV entsprechen. Die erkennbare Charakteristik, wonach jeweils am Übergang zwischen Iris und Pupille, d.h. an den Punkten P5, P6 bzw. P7 und P8 ein deutlicher Sprung im erfassten Grauwert auftritt, kann wie folgt zur Feinbestimmung der Koordinaten des Pupillenmittelpunkts PM genutzt werden:

5

Wenn nämlich ausgehend von dem zuvor grob bestimmten Pupillenmittelpunkt PMG eine Abtastung der Grauwerte mittels immer größer werdender Kreise K1, K2, u.s.w. vorgenommen wird, bleibt das Grauwertesignal so lange auf einem nahe der Linie S (für SCHWARZ) liegenden Pegel, bis der
10 Abtast-Strahlengang - wie auf dem Kreis Kn angedeutet - die Pupille 584 an einem Punkt P9 verlässt und nach einer bestimmten Strecke an einem Punkt P10 wieder in die Pupille eintaucht, was durch den Signalsprung erfasst wird. Die Mittelsenkrechte auf der von den Punkten P9 und P10 gebildeten Sekante bestimmt die Richtung, in die das Zentrum der Abtastbewegung verschoben werden muß, um
15 dem wahren Pupillenmittelpunkt PM näher zu kommen. Ausgehend von diesem korrigierten Zentrum wird die kreisförmige Abtastbewegung fortgesetzt, und zwar vorzugsweise in einem radialen Abstand vom korrigierten Zentrum, der dem Radius des letzten Abtastkreises Kn-1 oder vorletzten Abtastkreises Kn-2 entspricht. Dieser Korrekturvorgang kann mehrere Male wiederholt werden. Wenn
20 das korrigierte Zentrum so verschoben ist, dass der Abtastkreis den Rand der Pupille nicht mehr schneidet, entsprechen die Koordinaten des korrigierten Zentrums denjenigen des Pupillenmittelpunkts. Ein Nichtschneider der Pupillenrand läßt sich beispielsweise daran erkennen, daß die erfaßten Grauwerte über einen zusammenhängenden, mindesten 360° umfassenden Bewegungsabschnitt
25 in einen für die Iris üblichen Bereich liegen.

Selbstverständlich können anstatt der konzentrischen Kreise auch Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auch konzentrische Ellipsen als Abtastmuster verwendet werden. Elliptische Muster sind vor allem bei einer Verdrehung des Auges und der
30 damit zusammenhängenden "Neigung" der quasi zweidimensionalen "Scanfläche" aus der Normalstellung nützlich. Denn durch Heranziehung der Tatsache, daß eine entsprechend gewählte Ellipse auf einer geneigten Fläche wie ein Kreis wirkt, kann die Auswirkung der "Neigung", d.h. der Verdrehung, ausgeglichen werden.

35 Ebenfalls ist es nicht zwingend notwendig, Grauwerte abzutasten. Stattdessen oder zusätzlich könnten Farbwerte aus dem sichtbaren oder Infrarothereich erfaßt

und ausgewertet werden, wie dies dem Fachmann auf dem Gebiet der Bildverarbeitung und/oder der Mustererkennung geläufig ist.

Figur 5A

5

Figur 5A ist ein Ablaufdiagramm, das die Verfahrensschritte zur Bestimmung der Pupillenmitte gemäß einem modifizierten Ablauf veranschaulicht. Mit einer waagerechten Scanbewegung wird unter Zuhilfenahme der charakteristischen Signalverläufe SPV und SPH Durchmesser und der Ort der Pupille in der Horizontale ermittelt. Dieser Vorgang wird so oft wiederholt, bis eindeutige Werte für die Punkte, an denen ein Kontrastübergang zwischen Pupille und Iris auftritt, vorliegen. Auf diese Weise wird sichergestellt, dass in dieser Phase das Auftreten von Störungen, wie z.B. ein durch Lidschlag geschlossenes Auge erkannt wird. Diese Daten werden gespeichert.

10

15

Mit einer senkrechten Scanbewegung wird analog zum vorstehend beschriebenen Algorithmus Durchmesser und der Ort der Pupille in der Senkrechte bestimmt, und zwar wiederum durch Erfassung der Kontrastübergänge zwischen Iris und Pupille. Wenn eindeutige Werte vorliegen, werden diese auch gespeichert.

20

Um die Abtastung so exakt wie möglich mit der Blickrichtung zu korrelieren, ist es zusätzlich erforderlich, die optische Achse zu bestimmen, d.h. beispielsweise die Mitte der Makula bzw. der Fovea Centralis zu orten. Dieser Vorgang soll anhand der Figuren 6 und 6A näher erläutert werden:

25

Figur 6

In dieser Figur ist in vergrößerter Darstellung eine schematische Ansicht der durch die Pupille sichtbaren Netzhaut gezeigt, wobei mit 686 die Fovea Centralis bezeichnet ist, die innerhalb der mit 686A bezeichneten Makula liegt. Mit 687A sind ausgewählte, in der Aderhaut liegende Blutgefäße bezeichnet und mit 688 der sogenannte "blinde Fleck".

30

Um die Sehachse und damit die Blickrichtung bestimmen zu können, ist es erforderlich, die Lage der Fovea Centralis 686 zu kennen. Auch zur Gewinnung dieser Information kann erneut der Umstand herangezogen werden, dass

35

verschiedene Bereiche der Netzhaut ein charakteristisches, unterschiedliches physikalisches Verhalten, beispielsweise Reflexionsverhalten haben. Wie in den Diagrammen in Figur 6 schematisch angedeutet, erfassen geeignete Fotodetektoren beim Abtasten der Retina entlang der Achsen V und H Grauwertsignale SPV und SPH, die als Charakteristikum einen deutlichen Signalsprung am Übergang zur und aus der Fovea Centralis 686 aufweisen. Dieser Signalsprung kann - wie bereits im Zusammenhang mit der Figur 4 beschrieben - zur Feinbestimmung der Makulamitte MM genutzt werden, indem die Lage - zwischen den Punkten P9 und P10 bzw. zwischen P11 und P12 - und/oder die Breite BV bzw. BH des charakteristischen Signalsprungs ver- und ausgewertet wird.

Figur 6A

Eine Variante der Feinbestimmung der Makulamitte wird anhand der Figur 6A erläutert. Dabei sei angenommen, dass ein zur Feinbestimmung des Makulamittelpunkts MM dienendes Abtastmuster für den Strahlengang von dem zuvor als Pupillenmittelpunkt bestimmten Punkt PM (vgl. Figur 5) ausgeht, wobei als Abtastmuster konzentrische Kreise AK1, AK2, ..., AKN dienen. Solange sich die Kreise AK1 bis AK4 vollständig innerhalb der Fovea Centralis 686 befinden, ändert sich das erfasste Grauwertesignal im wesentlichen nicht, und der Durchmesser der Abtastkreise kann sukzessive vergrößert werden. Mit AK5 ist derjenige Kreis bezeichnet, auf dem das Abtastsignal erstmalig den in Figur 6 gezeigten Signalsprung erfasst, nämlich, wenn der Punkt P13 erreicht wird. Wenn die Abtastbewegung fortgesetzt wird, tritt der Abtast-Strahlengang am Punkt P14 erneut in den Bereich der Fovea Centralis 686 ein, wobei wiederum ein Signalsprung erfasst wird. Ein mit MS bezeichnete Mittelsenkrechte auf der Sekante SEK durch die Punkte P13 und P14 bestimmt die Richtung, in die der Mittelpunkt der Abtastbewegung verlegt werden muss, um dem tatsächlichen Mittelpunkt MM der Fovea Centralis näher zu kommen. Dementsprechend wird im nächsten Schritt der Mittelpunkt der Abtastbewegung ausgehend von PM um die Koordinaten KY und KX zum Punkt P15 verschoben. Die Abtastung wird fortgesetzt, wobei der Radius des zur Fortsetzung der Abtastbewegung gewählten Kreises und die graduelle Zunahme DR des Kreisdurchmessers vorzugsweise empirisch bestimmt wird. Der neue Mittelpunkt P15 der Abtastkreise wird somit iterativ immer näher an den wahren Mittelpunkt MM verlegt. Vorzugsweise wird, je näher sich der Punkt P15 dem wahren Mittelpunkt nähert, der inkrementale Wert

DR immer kleiner gewählt. Erreicht der Wert DR einen voreingestellten Minimalwert, wird die Feinbestimmung der Makulamitte MM abgebrochen und der zuletzt gespeicherte Wert des Punktes P15 als Makulamittelpunkt festgelegt.

5 Alternativ kann der erfolgreiche Abbruch der Bestimmung des Makulamittelpunkts MM auch dann vorgenommen werden, wenn bei der Abtastbewegung in einer zusammenhängenden Bewegung über zumindest 360° eine Vielzahl von Signalsprüngen gemäß Darstellung in Figur 6 auftreten. Ebenfalls
10 wäre es denkbar, den Fein-Bestimmungsvorgang des Mittelpunkts MM abzubrechen, wenn sich ab einem vorgegebenen kleinen Inkrement DR bei Bewegung des Strahlengangs im Bereich der Makularands 686B die bei einer vollen Umdrehung (360°) erfassten aufsummierten Grauwerte bei Verkleinerung und Vergrößerung des Radius um das Inkrement DR nicht mehr über einen vorgegebenen Schwellwert hinaus verändert haben.

15 Man erkennt aus der vorstehenden Beschreibung, dass nur ein verhältnismäßig kleiner Abtastweg, d.h. nur wenige Kreis- oder Spiralumdrehungen erforderlich sind, um den Makulamittelpunkt MM hinreichend genau zu bestimmen. Dies erlaubt es, jedem Bewegungsmuster für die Abtastung
20 und/oder Projektion einen Justierschritt voranzustellen, ohne die Qualität der Bildabtastung oder -projektion spürbar zu verändern.

25 Selbstverständlich ist es möglich, das Verfahren zur Bestimmung des Makulamittelpunkts MM zu modifizieren und dennoch in kurzer Zeit schnell aussagekräftige Werte für die Koordinaten des Makulamittelpunkts MM zu erhalten.

Figur 7

30 Figur 7 zeigt ein Ablaufdiagramm, in dem allgemein eine derartige Variante beschrieben ist:

35 Unter der Voraussetzung, dass auf eine zuvor gespeicherte "Landkarte" der Makula zurückgegriffen werden kann, wird ausgehend vom Pupillenmittelpunkt PM, der vorläufig als möglicher Makulamittelpunkt angenommen wird, zunächst im Schritt S1 ein Spiralscan mit wachsendem Radius durchgeführt. Wenn im

Schritt S2 ein Vergleich des Abtastsignals mit den gespeicherten Werten eine Erkennung eines ersten Koordinatenpaares erlaubt, wird im Schritt S3 und S4 überprüft, ob dieses Koordinatenpaar aussagekräftig ist. Wenn nicht, erfolgt im Schritt S 10 eine Nachjustierung in eine Richtung, die nach dem Ergebnis einer
5 durch einen geeigneten Algorithmus bestimmten Auswertung als die erfolgsversprechendste bestimmt wird.

Andernfalls wird erneut im Schritt S5 ein Spiralscan durchgeführt, mit dem die Koordinaten eines weiteren charakteristischen Punktes der Makula bestimmt
10 werden. Dieser Punkt soll vorzugsweise auf einem anderen Scanradius und/oder in einem anderen Bereich des Umfangs der Makula liegen. Wenn im Schritt S6 und S7 ein Vergleich des Abtastsignals mit den gespeicherten Werten eine Erkennung des zweiten Koordinatenpaares erlaubt, wird im Schritt S8 überprüft, ob dieses Koordinatenpaar aussagekräftig ist. Wenn nicht, erfolgt erneut im Schritt S11 eine
15 Nachjustierung in eine Richtung, die nach dem Ergebnis einer durch einen geeigneten Algorithmus bestimmten Auswertung als die erfolgsversprechendste bestimmt wird. Der neue Spiralscan kann beginnend mit dem ersten Koordinatenpaar im Schritt S1 erneut durchgeführt werden. Alternativ läuft das Scanprogramm zum Schritt S5, so dass lediglich der Suchlauf bezüglich des
20 zweiten charakteristischen Punktes erfolgt.

Wenn die Werte als aussagekräftig eingestuft worden sind, werden die Geometriedaten der Makula und damit der Makulamitte abgespeichert. Vorzugsweise werden die Koordinaten von zumindest drei charakteristischen
25 Punkten der Makula abgegriffen und mit abgespeicherten Werten verglichen, wobei die Punkte in unterschiedlichen Bereichen der Randstruktur der Makula liegen.

Anschließend läuft das Programm zum Schritt S12, in dem die Koordinaten zumindest eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina, beispielsweise des
30 "blinden Flecks" erfasst werden, um die inzwischen erfolgte Augenbewegung zu bestimmen. Der hierfür erforderliche Abtastvorgang ist im wesentlichen mit dem Ablauf gemäß Figur 7 vergleichbar, so dass auf eine eingehende Beschreibung dieses Verfahrens verzichtet werden kann.

35 Um die charakteristischen Bereiche eindeutig erkennen und damit deren Koordinaten bestimmen zu können, könnte ein Verfahren zur Anwendung

kommen, bei dem Abtastsignale, die beim Überstreichen ausgewählter Bereiche auf vorbestimmten Bewegungsbahnen (konzentrische Kreise mit vorbestimmtem Zeilensprung um den Makulamittelpunkt) relativ zum Makulamittelpunkt erfasst werden, in einem Speicher beispielsweise als Daten- oder Koordinatensequenz, abgelegt werden. Bei verdrehtem Auge tritt diese Datensequenz in einer anderen Drehlage zum Makulamittelpunkt auf, so dass aus dieser Drehlage-Abweichung unmittelbar auf die Verdrehung des Auges geschlossen und eine entsprechende Nachstellung des optischen Systems vorgenommen werden kann.

Wenn die Koordinaten der Makulamitte MM und diejenigen des zumindest einen weiteren charakteristischen Bereichs, wie z.B. des "blinden Flecks" mit den abgespeicherten Werten verglichen werden, kann eine eindeutige Aussage bezüglich der Lageveränderung des Auges, d.h. Verschiebung des Makulamittelpunkts und ggf. Verdrehung der Retina, getroffen werden. Das Bewegungsmuster des Strahlengangs für den Abtast- und/oder Projektionsvorgang wird dann in den neuen ermittelten Makulamittelpunkt verlegt, wobei die Koordinatenachsen an die Augen-Drehlage angepasst werden.

Im folgenden wird beschrieben, wie diese Anpassung im einzelnen vorgenommen wird:

Figur 8

Figur 8A zeigt schematisch den Abtast-Strahlengang für den exemplarischen Fall, dass mit einem interaktiven Brillensystem, welches im Vergleich zur Ausführungsform nach Figur 3 oder Figur 18 dahingehend modifiziert ist, dass anstelle eines Taumelspiegelpaares ein einziger Abtast-Taumelspiegel 854 und ein einziger - nicht gezeigter - Projektions-Taumelspiegel verwendet wird, eine Abtastung in der Normalstellung des Auges, d.h. in der nicht verdrehten Position des Auges 880 durchgeführt wird. Zur Vereinfachung der Darstellung ist lediglich der Strahlengang in einer Ebene dargestellt. Tatsächlich führt der Taumelspiegel jedoch eine räumliche Bewegung um ein Schwenkzentrum 854A aus.

Die auf der Innenseite eines Brillenglases 823A vorgesehene und für von in Richtung eines optischen Systems, nämlich eines Abtastsystems 851, einfallende Strahlen reflektierende Oberfläche ist mit dem Bezugszeichen 823 bezeichnet. Die

Anordnung ist so getroffen, dass das Brillenglas 823A, die Position des Taumelspiegels 854, insbesondere dessen Schwenkzentrum 854A und der Abtaststrahl 851A bezüglich des Mittelpunkts des Augapfels in unveränderter Position verbleiben.

5

Durch die Bezugszeichen RO und RU sind die Positionen des Taumelspiegels 854 in den Grenz- bzw. Umkehrlagen angedeutet, in denen ein oberer Randstrahl BRO und ein unterer Randstrahl BRU des Blickfelds mit den Seh-Randstrahlen SRO und SRU in den Abtaststrahl 851A abgebildet werden. Die zugehörigen
10 Centerstrahlen sind mit SC bzw. BC bezeichnet. Alle Sehstrahlen in dem von den Randstrahlen abgegrenzten Blickfeld gehen durch die optische Mitte der Linse 882. Der Centerstrahl SC trifft genau auf die Fovea Centralis 886.

Das Brillenglas 823A ist vorzugsweise so behandelt, dass die Sehstrahlen
15 oder Objektstrahlen BRO, BC und BRU, die das Auge sieht, innerhalb des Blickfelds möglichst ungehindert das Glas durchdringen. Die Innenoberfläche 823 dagegen ist so gestaltet oder beschichtet, wie z.B. verspiegelt, dass Strahlen, nämlich die Strahlen SRO, SRU und SC aus dem Inneren des Auges und Strahlen vom optischen System 851 mit möglichst gutem Wirkungsgrad reflektiert werden.
20 Da der Abtastvorgang und der Projektionsvorgang grundsätzlich denselben Strahlengang vom Auge zum optischen System und umgekehrt verwenden, wird der Einfachheit halber nur auf den Abtastvorgang eingegangen.

Der Taumelspiegel kann um das Zentrum 854A in jede Richtung angekippt
25 werden. Der Winkelbereich zu den Randstrahlen SRO und SRU wird durch eine kreisende Taumelbewegung des Spiegels 854 abgedeckt. Kleine Kreise der Abtastbewegung des Strahlengangs auf der Retina 881 erfordern dementsprechend eine kleine Auslenkung des Taumelspiegels 854, während die größte Auslenkung - in den Stellungen RO und RU - für die Randstrahlen SRO und SRU erforderlich
30 ist. Die oberen Randstrahlen SRO korrelieren mit dem Objektstrahl BRO, während die unteren Randstrahlen SRU mit dem Objektstrahl BRU korrelieren.

Wenn das Auge sich bewegt, kann es die in Figur 8B gezeigte Stellung
einnehmen. Die Blickrichtung ist wiederum durch den zentralen Objektstrahl BC'
35 angedeutet, der durch den optischen Mittelpunkt der Linse 882 und die Fovea Centralis 886 verläuft. Das Blickfeld ist wiederum durch Randstrahlen BRU' und

BRO' bezeichnet. Dabei ist unbeachtlich, dass die dargestellten Winkel zwischen Centerstrahl BC' und Randstrahlen BRU' bzw. BRO' unterschiedlich groß dargestellt sind. Nach theoretischen Überlegungen ist der dem von den Taumelspiegeln abgelenkten Abtast- bzw. Projektionsstrahl zuzuordnenden Punkt der Retina bei gleicher Relativkipfung der Taumelspiegel gegenüber einer auf die Fovea Centralis gerichteten Mittelstellung (C bzw. C') der Taumelspiegel immer derselbe.

Um den Winkelbereich der bei verdrehtem Auge gesehenen Objektstrahlen bestreichen zu können, wird der Taumelspiegel 854 entsprechend dem vorstehend unter Bezug auf die Figuren 4 bis 7 beschriebenen Algorithmus für die Grob- und Feinjustierung des "eye-trackers" derart in seiner Mittelstellung nachgestellt bzw. angekippt, dass die Position der Fovea Centralis 886 vom Centerstrahl SC' getroffen wird, dessen Strahlengang von der nachgestellten Mittelstellung des Taumelspiegels 854 bestimmt wird. In diesem Fall verlaufen die zentralen Abtaststrahlen SC' nicht deckungsgleich mit dem zentralen Objektstrahl, d.h. dem Centerstrahl BC', durch die optische Mitte der Linse 882, sondern durch einen Bereich der Linse, der unter Berücksichtigung der Brechungsgesetze genau zur Fovea Centralis 886 führt.

Die Taumelbewegung des Spiegels 854 um die nachgestellte Mittelstellung C' und mit den dementsprechend geänderten Umkehrstellungen RO' und RU' führt dementsprechend ebenfalls zu einem Strahlenverlauf für die Randstrahlen SRO' und SRU', die nicht mehr durch die optische Mitte des Auges führen. Auch der Reflexionspunkt der Abtaststrahlen SRO', SRU' und SC' auf der Innenseite 823 des Brillenglases 823A muß nicht mehr, kann aber mit dem Durchdringungspunkt der Objektstrahlen zusammenfallen.

Durch das Ankippen der Achse des Taumelspiegels - in der Regel in zwei Ebenen - wird aus dem auf die Retina bezogenen kreis- oder spiralförmigen Abtastmuster ein elliptisches Bewegungsmuster. Auf die Informationsgewinnung hat das jedoch keinen Einfluss, weil Abtastung und Projektion grundsätzlich dasselbe Bewegungsmuster verwenden, so dass weiterhin beispielsweise ein vorher abgetasteter Bildpunkt auf der Retina vom zugehörigen Projektionspunkt des naheilenden Projektionsstrahls getroffen wird.

Die Beschreibung der Nachstellung des optischen Systems an die Blickrichtung des Auges wurde vorstehend anhand eines Abtastvorgangs erläutert. Entsprechendes gilt natürlich auch für einen Projektionsvorgang.

5 Um das Bewegungsmuster des Strahlengangs für die Abtastung und/oder die Projektion unabhängig von der Blickrichtung gleichförmig halten zu können, wäre es auch denkbar, eine Justiereinrichtung für das Brillenglas 823A vorzusehen, mit der eine Nachstellung derart erfolgt, dass der Centerstrahl SC' mit dem zentralen Objektstrahl BC' zur Deckung kommt. Eine solche Justiereinrichtung ließe sich
10 beispielsweise durch eine elektro-mechanische, piezo-elektrische oder sonstige, auf bekannter Art und Weise angetriebene Aufhängung des Brillenglases verwirklichen. Dabei ist zu berücksichtigen, daß eine schnelle Veränderung der Aufhängung des im Verhältnis zu einem üblichen Brillengestell schweren Brillenglases eher das Gestell als das Glas in Bewegung setzen könnte, was vom Benutzer als störend
15 empfunden werden könnte. Ein Nachstellen der Position des Brillenglases mit einer im Vergleich zur Abtastfrequenz sehr langsamen Frequenz, beispielsweise lediglich 1-5 Nachstellvorgänge pro Sekunde, je nach der Größe der Nachstellung wird deshalb bevorzugt.

20 Vorstehend wurde die Erfassung der Lageveränderung des Auges und der Nachstellung des optischen Systems anhand eines Abtastvorgangs erläutert, bei dem zunächst der Makulamittelpunkt und anschließend die Lage zumindest eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina bestimmt wurde. Im folgenden
25 wird anhand der Figuren 9 bis 13 eine Variante des Verfahrens erläutert, mit dem es gelingt, auf der Basis eines einzigen Abtastvorgangs der Retina die Lageveränderung des Auges unmittelbar zu bestimmen. Dabei wird in vorteilhafter Weise die Erkenntnis genutzt, dass die Struktur der Retina bezogen auf den optischen Mittelpunkt, d.h. die Lage der Fovea Centralis, eine solche Aussagekraft hat, dass ein Vergleich der abgetasteten Retina-Bilder vor und nach einer
30 Augenbewegung einen eindeutigen Aufschluss über die Verschiebung und Verdrehung des Auges liefert.

Figur 9

35 Man erkennt bereits aus der stark vereinfachten Darstellung von Figur 6, dass die durch geeignete Hilfsmittel, wie z.B. eine Infrarotabtastung, erfassbare bzw.

sichtbare oder sichtbar werdende Struktur der Netzhaut mit einer personenbezogenen individuellen Formgebung und relativen Lagezuordnung der charakteristischen, in Figur 6 gezeigten Bereiche einen so hohen Informationsgehalt hat, dass anhand der von der Retinastruktur gewonnenen Daten nicht nur eine
5 Verfolgung der Blickrichtung sondern gleichzeitig eine eindeutige Identifizierung der hinter dem aufgenommenen Bild stehenden Person möglich ist. Diese charakteristische geometrische Anordnung kann - wie im folgenden ausgeführt wird - dazu genutzt werden, die Veränderung der Relativlage zwischen dem signalverarbeitenden optischen System und dem optischen System des Auges zu
10 bestimmen und aus dieser Bestimmung entsprechende Stellsignale abzuleiten.

Figur 9 zeigt stark schematisiert das Bild der durch die Pupille wahrgenommenen Netzhaut, wie es von einer beispielsweise im Infrarotbereich arbeitenden optischen Abtasteinrichtung nach geeigneter Signalverarbeitung erfasst
15 wird. Man erkennt besonders deutlich die Fovea Centralis 986, die Makula 986A, den Sehnervenkopf (Blinder Fleck) 988 und die großen Netzhautgefäße 987A. Es sei angenommen, dass dieses Bild in einem Abtastvorgang aufgenommen worden ist, bei dem sich das Fadenkreuz der Koordinatenachsen XA und YA im Zentrum der Fovea Centralis 986 befindet.

20 Dieses Bild als Referenzbild für eine spätere Augenlage-Schnellbestimmung kann in einer nicht näher dargestellten Speichereinrichtung der Prozessoreinheit 140 (Figur 1) abgespeichert werden, und zwar in Form eines analogen oder digitalen Datensatzes. Eine vorteilhafte Speichermethode ist in Figur 10 dargestellt.
25

Figur 10

Die Bildinformation wird hier exemplarisch in einem zweidimensionalen Speicher mit n Spalten und m Zeilen festgehalten, so dass ein Speicher mit $n \times m$
30 Speicherplätzen entsteht, wobei in jedem Speicherplatz die lagemäßig zugeordnete Information des Bilds der Netzhaut an dieser Stelle abgespeichert ist. Diese Information kann der beim Abtasten entlang der Zeilen und Spalten erfasste Grauwert sein, wobei es vorteilhaft sein kann die Speicherwerte über ein geeignetes Filter zu verarbeiten, so dass nur diejenigen Speicherplätze SP mit Information
35 gefüllt werden, die sich durch einen besonderen Helligkeits- und/oder Dunkelheitsgrad auszeichnen. Auf diese Weise entsteht das in Figur 10 dargestellte

digital speicherbare Bild der Retina, in dem nur diejenigen Speicherplätze SP* belegt sind, deren Zeile 1, 2, ..., ..., n oder Spalte 1, 2, ..., ..., auf einen Kontrapunkt im Bild der Retina trifft. Diese Speicherplätze SP* haben in der Figur 10 einen Punkt erhalten. Man erkennt, dass das entstehende Punktemuster die Struktur der Retina gut abbildet. Die größeren Netzhautgefäße erscheinen als gepunktete Linien und die Makula 1086A ebenso wie der "blinde Fleck" erscheinen als Punkthaufen.

Das Bild der Retina wird dabei schon mit einer relativ begrenzten Anzahl von Zeilen und Spalten hinreichend genau abgebildet und gespeichert, wobei eine Möglichkeit der Verbesserung der gespeicherten Information z.B. darin besteht, den Abstand der Zeilen n und/oder Spalten m im Bereich der Makula und/oder des blinden Flecks zu verkleinern. Durch Vergleich des beim Abtasten der Retina erfassten Bildes mit den zuletzt abgespeicherten Bilddaten kann von einem Abtastzyklus zum nächsten eine exakte Aussage über die Veränderung der Blickrichtung des Auges, und zwar nach Verschieberichtung und Drehung, getroffen werden, was anhand der Figuren 11 bis 13 näher erläutert wird:

Figur 11

20

Figur 11 zeigt das sich bei einem Abtastvorgang darstellende Bild der Retina (vgl. Figur 9) für den häufig auftretenden Fall, dass um einen zuletzt abgespeicherten Makulamittelpunkt MMA mit den aktuellen Koordinatenachsen XAA und YAA des optischen Systems der Brille abgetastet wird, während sich das Auge aber zwischenzeitlich bewegt hat. Ebenso entspricht Fig. 11 dem typischen Fall, bei dem der Makulamittelpunkt anhand der Pupillenmitte lediglich grob geschätzt worden ist. Der tatsächliche Makulamittelpunkt ist mit MMN und die Ausrichtungskoordinatenachsen des Augapfels, d.h. der dem Auge zuzurechnenden optischen Wahrnehmung, sind mit XAN und YAN bezeichnet. Das Bewegungsmuster 1138 des Abtaststrahlengangs ist als Spirale angenommen, es ist jedoch gleichermassen möglich, mittels konzentrischer Kreisbewegungen abzutasten. Das Abtastmuster 1139 kann auch in unterschiedlichen Bereichen, wie z.B. im Bereich der Makula im Hinblick auf eine größere Auflösung modifiziert sein.

35

In diesem Fall nimmt die das Bild der Retina erfassende Einrichtung unter Zugrundelegung einer Bilddatenverarbeitung entsprechend der Bildaufzeichnung nach Figur 10 ein Punktemuster auf, das in Figur 11 mit den Punkten SPA angedeutet ist. Die Punkte SPA liegen auf der Abtastspirale an denjenigen Stellen, an denen das erfasste Bild der Retina einen Signalwert oberhalb oder unterhalb einer vorher eingestellten Schwelle hat. Im Bereich des "blinden Flecks" 1188 und der aus Vereinfachungsgründen nicht näher dargestellten Makula liegen die Punkte SPA als kontinuierliche Punktesequenz SPAS vor, wobei die Anzahl der Punkte von der Abtastfrequenz vorgegeben wird.

Figur 12

Figur 12 zeigt isoliert die Anordnung der Punkte SPA, wie sie von der Abtasteinrichtung erfasst und in einem Speicher abgelegt worden sind, wobei die Organisation des Speichers beliebig gewählt sein kann. Es ist beispielsweise auch möglich, einen zweidimensionalen Speicher entsprechend der Figur 10 zu verwenden. Aus der Figur 12 ist ersichtlich, dass schon mit einer extrem groben Abtastung auf der Basis eines nur etwa 10 Zeilen enthaltenden Bildes eine solche Vielzahl von charakteristischen Speicherpunkten vorliegen, dass die Netzhautstruktur schon deutlich erkennbar wird.

Mittels einer geeigneten Musterkennungssoftware, die hier nicht näher beschrieben werden muß, da solche dem Musterkennungsfachmann geläufig sind, kann das in Form von Aufzeichnungssignalen vorliegende momentane Abtastbild der Retina gemäß Figur 12 in Deckung mit dem zuletzt gespeicherten Bild der Retina gebracht werden, wobei als Referenz entweder eine analoges Bild nach Figur 9 oder aber ein digitalisiertes Bild in Form der Speicherbelegung nach Figur 10 herangezogen wird. Aufgrund des Umstandes, dass selbst bei Erfassung von lediglich wenigen charakteristischen Bereichen der Retina, wie der Makula, des "blinden Flecks" und der größten Netzhautgefäße eine große Zahl von Speicherpunkten SPA vorliegen, die in einer anatomisch bedingten einzigartigen Lagekonfiguration zueinander stehen, kann das Zurdeckunghbringen der Bilder mit einem vergleichsweise geringen Aufwand und damit auch innerhalb kürzester Zeit erfolgen.

Figur 13

Figur 13 zeigt den Zustand, nachdem das Bild gemäß Figur 9 oder 10 in Deckung mit dem Speicherbild nach Figur 12 gebracht worden ist. Es gibt genau eine Lagezuordnung der Bilder, in der alle Speicherpunkte SPA auf den charakteristischen Linien der Retinastruktur zu liegen kommen. Um diese Lagezuordnung bei Verwendung eines zweidimensionalen Speichers für das Retinabild (gemäß Figur 10) einfacher bestimmen zu können, kann es vorteilhaft sein, mittels eines geeigneten Programmbausteins einer Bildverarbeitungssoftware das Speicherbild gemäß Figur 10 durch Interpolation der von den gespeicherten Punkten definierten Linien zu ergänzen.

Wenn die gespeicherten Punkte SPA, die auch irreführende Falschpunkte umfassen können, mit der zuvor gespeicherten Retinastruktur in ausreichendem Maße zur Deckung gebracht worden sind, liegt gleichzeitig der Verschiebevektor VV fest, um den sich das Auge zwischenzeitlich verschoben hat bzw. um den die Makulamitte falsch geschätzt worden ist und um den der Mittelpunkt der aktualisierten Abtastbewegung verlegt werden muß, damit das optische System an die aktuelle Blickrichtung angepasst wird. Ebenso liegt in diesem Moment der Verdrehwinkel WV fest, um den sich das Auge bei der Verschiebung verdreht hat. Das Koordinatensystem der aktuellen Abtastbewegung mit den Achsen XAA und YAA ist demgemäß um den Winkel WV zu verdrehen, so dass die neuen Koordinatenachsen XAN und YAN erhalten werden. Auf diese Weise folgt das optische System mit geringster zeitlicher Verzögerung der Blickrichtung des Auges, so dass die "eye-tracker"-Funktion erfüllt wird. Die Koordinaten des neuen Makulamittelpunkts und die zugehörigen Koordinatenachsen werden zu den aktuellen Kennwerten.

Figur 14

Anhand der Figur 14 wird ein modifiziertes Verfahren zur Einstellung des optischen Systems auf die Makulamitte in einer Startphase beschrieben. Dabei wird zunächst unter Auswertung der Kontrastübergänge - wie in den Figuren 4 und/oder 5 gezeigt - der Mittelpunkt der Pupille gesucht, woraufhin im Schritt S14 für den Fall, dass der Mittelpunkt gefunden wurde, das optische System und damit die Abtastbewegung auf die Pupillenmitte nachgestellt wird.

Anschließend erfolgt im Schritt S15 das Suchen der Makulamitte und im Schritt S16 die Nachjustierung der Abtastbewegung und damit des optischen Systems auf die gefundene Makulamitte. Dieser Vorgang verläuft ähnlich wie der Vorgang zur Feinbestimmung der Pupillenmitte. Es werden charakteristische
5 Merkmale der Makula zur Erkennung verglichen.

In der Folge wird im Schritt S17 der "blinde Fleck" gesucht, wobei auf gespeicherte Werte zurückgegriffen wird. Wenn der "blinde Fleck" gefunden, d.h. eindeutig erkannt worden ist, werden im Schritt S18 die Ortskoordinaten
10 abgespeichert. Diese Ermittlung des "blinden Flecks" ergibt charakteristische geometrische Daten der Retina, die für Justier- und Erkennungszwecke genutzt werden können.

Im Schritt S19 wird anschließend die charakteristische Randstruktur, d.h. die
15 charakteristische Struktur der Retina und/oder der retinalen Blutgefäße am Rand des vom Scansystem erfaßten, in der Figur 13 beispielsweise kreisförmig dargestellten Bereichs, gesucht. Auch hier erfolgt ein Vergleich mit gespeicherten Daten bzw. Werten. Zusammen mit dem Ort der Makula und des "blinden Flecks" liegen damit weitreichende Geometriedaten des Auges vor, die für Einstell-
20 und/oder Erkennungszwecke genutzt werden können. Der Ort der charakteristischen Randstruktur bestimmt gleichzeitig den größten Radius des Abtast-Bewegungsmusters. Wenn die Randstruktur erkannt und gefunden worden ist, werden die entsprechenden Ortskoordinaten im Schritt S20 abgespeichert.

25 Schließlich kehrt der Strahlengang im Schritt S21 zur Makulamitte zurück, so dass im Schritt S22 mit der Abtastung der auf das menschliche Auge einfallenden Bildinformation begonnen werden kann.

Aus der vorstehenden Beschreibung wird deutlich, dass eine häufige oder
30 laufende Erfassung der Augenbewegungen in der Weise vorgenommen werden kann, dass die Lageveränderungen der Koordinaten charakteristischer Retinabereiche im Rahmen eines Scan- und/oder Projektionsvorgangs erfasst werden. Dabei erfolgt ein Vergleich erfasster Bilddaten mit in einem Datensatz abgespeicherten Werten, die beispielsweise das zuletzt zentrisch zum optischen
35 Mittelpunkt aufgenommene Retina-Strukturbild wiedergehen. Die Bereitstellung eines solchen Datensatzes, beispielsweise ein wie zuvor erläutertes Retina-

"Mapping", kann in vorbestimmten Zyklen oder nach Bedarf vorgenommen werden. Beispielsweise kann eine Aktualisierung des Datensatzes nach einer großen Augenbewegung sinnvoll sein, da das durch die Pupille sichtbare Bild der Retina aufgrund der dreidimensionalen Krümmung der Retina eine Verzerrung bei großen Augenbewegungen erfährt. Durch die oben beschriebenen Maßnahmen sind selbst kleinste Augenbewegungen schnell und zuverlässig erfassbar.

Vorstehend wurde unter Bezug auf die Figuren 9 bis 13 die Funktion des "eye-tracking" für einen Extremfall dargestellt, in dem sich das Auge innerhalb einer Zeitspanne, die zum Abtasten erforderlich ist, d.h. innerhalb von $10 \mu s$, um den Winkel WV und den Vektor VV verschoben hat. In der Regel sind diese Verschiebungen aber viel kleiner als in Figur 17 dargestellt. Es hat sich daher gezeigt, dass es zur Gewährleistung der "eye-tracker"-Funktion mit hinreichender Genauigkeit für die überwiegenden Bewegungsabläufe und Anwendungen ausreicht, wenn das Retina-Mapping nur zu ausgewählten Zeitpunkten, und zwar vorzugsweise nur dann durchgeführt wird, wenn die Datensätze des als Referenz dienenden Bildes der Retinastruktur qualitativ aufgewertet werden müssen. Dies wird anhand des Ablaufdiagramms nach Figur 15 näher erläutert:

Figur 15

Die "eye-tracking"-Funktion des Systems startet mit einem Schritt S30, in dem eine Grobjustierung entsprechend den Abläufen vorgenommen wird, die unter Bezug auf die Figuren 4 oder 5 beschrieben worden sind. Dieser Schritt beinhaltet auch die Initialisierung des optischen Systems, d.h. das optische System beginnt erst dann weiter zu arbeiten, wenn festgestellt worden ist, dass die Grobjustierung mit Erfolg abgeschlossen ist, das Auge also offen ist.

Anschließend wird im Schritt S 31 eine Feinjustierung vorzugsweise auf den Makulamittelpunkt vorgenommen, wie das unter Bezug auf die Figuren 6, 6A und 7 beschrieben worden ist.

Wenn diese Feinjustierung mit Erfolg abgeschlossen ist, läuft das Programm zum Schritt S32, in dem das sogenannte "Retina-Mapping" vorgenommen wird, mit dem Ziel, ein möglichst genaues analoges oder digitales Bild der Retinastruktur

zu erhalten und beispielsweise gemäß Figur 10 in einem zweidimensionalen Speicher abzuspeichern.

Wenn das beim Initialisieren des Systems in der Startphase ablaufende
5 "Retina-Mapping" abgeschlossen ist, beginnt der eigentliche "eye-tracking"-
Prozess, bei dem zunächst die Programmschritte S30' und S31' der Grob- und
Feinjustierung ablaufen. Wiederum werden diese Schritte so lange durchlaufen, bis
ein erfolgreicher Abschluss festgestellt worden ist. In die Wiederholungsschleife
10 der Feinjustierung ist ein Summierschritt S33 eingegliedert, in der die Anzahl der
Wiederholungsschleifen aufsummiert werden. Solange die aufsummierte Anzahl
der Wiederholungsschleifen kleiner als n^* ist, wird der Schritt S31' der
Feinjustierung durchgeführt. Wenn diese auch nach dem n^* -ten Mal nicht
erfolgreich abgeschlossen wird, ist anzunehmen, dass die abgespeicherten Daten
15 zur Darstellung des Retinastrukturbildes nicht mehr gut genug sind, um eine
eindeutige, vorzugsweise konfokalisierende Justierung des Abtaststrahlengangs
vornehmen zu können. Dies könnte beispielsweise dann der Fall sein, wenn sich
das Auge innerhalb kürzester Zeit so weit verdreht und/oder verschoben hat, dass
unter Berücksichtigung der dann auftretenden, und durch die dritte Dimension der
20 Augenbewegung begründeten Verzerrung des Retinabildes eine eindeutige
Erkennung der charakteristischen Netzhaut- und/oder Makulastruktur nicht mehr
erfolgen kann. In diesem Fall springt das Programm zum Schritt S32 zurück und es
wird erneut ein "Retina-Mapping" vorgenommen.

Wie die Erfassung einer Verzerrung, beispielsweise des Retina-Bildes, zum
25 Vorteil des Systems angewandt werden kann, wird im dem Abschnitt mit der
Überschrift "Helme" näher erläutert.

Ist die Feinjustierung erfolgreich, läuft das Programm zum Schritt S35, in
dem geprüft wird, ob die in Figur 13 mit dem Vektor VV und dem Verdrehwinkel
30 WV angedeutete Abweichung des zuletzt gespeicherten Makulamittelpunkts MMA
vom neuen Makulamittelpunkt MMN kleiner als ein empirisch festzulegender
zulässiger Wert ist. Falls diese Abfrage JA ergibt, erfolgt im Schritt S36 die
Nachstellung des optischen Systems, d.h. die Verlegung des Zentrums des
Abtastbewegungsmusters in den neuen Makulamittelpunkt MMN.

Falls die Abfrage NEIN ergibt, wird ein erneutes "Retina-Mapping" im Schritt S32 durchgeführt.

Nach erfolgter Nachstellung tritt das optische System in seine eigentliche
5 Funktion ein, d.h. es wird im Schritt S37 das eigentliche Abtast- und/oder
Projektions-Bewegungsmuster durchlaufen, mit dem die auf das Auge einfallende
Bildinformation verarbeitet wird. Dieser Schritt kann - wie in den früheren
Anmeldungen der Erfinder beschrieben - auf der Basis von konzentrischen Kreisen
oder Ellipsen, oder aber auf der Basis von Kreis- oder Ellipsenspiralen erfolgen.
10 Bezüglich der Abtastbewegung und der Signalverarbeitung wird - zur
Vereinfachung der Beschreibung - ausdrücklich auf den Inhalt der früheren
Anmeldungen der Erfinder gemäß DE 196 31 414 A1 bzw. der WO98/05992 A2
und DE 197 28 890, sowie der internationalen Anmeldungen PCT/EP00/09842 und
PCT/EP00/09842 verwiesen, deren Offenbarung durch Bezugnahme ausdrücklich
15 in diese Anmeldung einbezogen werden soll.

Mit strichpunktierter Linie ist ein Verfahrensschritt S38 angedeutet, in dem
optional beispielsweise durch einen mitlaufenden Abtaststrahlengang, der
beispielsweise im Infrarothereich arbeitet, laufend ein Screening der Retina-Struktur
20 erfolgt. Die hierbei gewonnene Information kann dazu genutzt werden, die
gespeicherten Daten der Retinastruktur entweder zu ergänzen oder - bei
auftretenden Abweichungen, beispielsweise bei räumlicher Bildverzerrung - zu
überspeichern.

25 **Figur 16**

Figur 16 zeigt schematisch einen möglichen Aufbau des optischen Systems
mit den einzelnen Funktionsgruppen und im einzelnen, wie eine mit ET
bezeichnete "eye-tracker"-Schaltung in das System zu integrieren wäre. Das
30 dargestellte System hat zwei Hauptgruppen. Auf der linken Seite ist das optische
Interface 1620 angedeutet, zu dem die Abtast- und Projektionseinrichtung 1650 und
das Brillenglas 1623A gehören. Mit dem Bezugszeichen 1640 ist die
Steuergerätelektronik bezeichnet, die mit der Brillenelektronik kommuniziert.

35 Gemäß der Abbildung umfaßt die Brillenelektronik sowohl einen horizontalen
und einen vertikalen Treiber TH bzw. TV zur Ansteuerung des jeweiligen

Ablenkspiegels, der mit ASH bzw. ASV bezeichnet ist, als auch einen Infrarot-Sensor IRS mit einem dazugeordneten, mit VIR bezeichneten Verstärker.

Die "eye-tracker"-Schaltung der Steuergerätelektronik steuert die Treiber
5 mittels der A/D-Wandler an und erhält mittels eines A/D Wandlers Signale vom
Verstärker VIR. Es ist auch ein mit TG bezeichneter Timing-Generator dargestellt,
der im wechselseitigen Daten- und Signalaustausch mit der "eye-tracker"-Schaltung
ET steht. Ein ebenfalls wechselseitiger Signalfluß findet zwischen der "eye-
10 tracker"-Schaltung ET und dem digitalen Signalprozessor DSP statt, in dem
beispielsweise die Bildspeicherung und -verarbeitung vorgenommen wird.

Bezüglich der Ausführungsmöglichkeiten und der weiteren Rollen der in der
Figur 16 gezeigten Komponenten wird auf die mannigfaltigen detaillierten
15 Erläuterungen verwiesen, die anderorts in dieser Beschreibung zu finden sind.

Figur 17

Aus der vorstehenden Beschreibung ergibt sich, dass erfindungsgemäß ein
vorbestimmtes Bewegungsmuster eines Abtaststrahlengangs zur Bestimmung der
20 Pupillen- und/oder Makulamitte zur Anwendung kommt, das in das
Bewegungsmuster des Abtast- oder Projektionsstrahlengangs derart integriert ist,
dass es dem Bewegungsmuster des Abtast- oder Projektionsstrahlengangs möglichst
ähnlich ist und zeitlich derart abgestimmt ist, dass der Takt der Zyklen des Abtast-
oder Projektionsstrahlengangs beibehalten werden kann. Das heißt, das
25 Bewegungsmuster des Abtast- oder Projektionsstrahlengangs erhält je nach Bedarf
und im Takt eine Art "Vorspann", in dem die Funktion des "eye-tracking"
durchgeführt wird. Da die Bewegung des Abtaststrahlengangs für das "eye-
tracking" mit etwa 20 bis maximal 50 kreisartigen Bewegungen im Vergleich zu
dem Gesamtweg des Strahlengangs bei der zyklischen Abtastung des auf das Auge
30 einfallendes Bildes mit beispielsweise 1024 konzentrischen Kreisen relativ klein ist,
wird für das "eye-tracking" auch nur ein verhältnismäßig kleiner Bruchteil der
Zeitspanne von 10 ms benötigt, die für einen Bildabtastvorgang reserviert ist. Die
Qualität der Bildabtastung und -projektion wird somit durch die "eye-tracking"-
Funktion nicht spürbar beeinträchtigt, was anhand der Figur 17 erläutert werden
35 soll:

Wie vorstehend anhand der Figuren 4 bis 7 erläutert worden ist, werden - wie mit den Schritten S50, S51 und S52 angedeutet - nur einige wenige Scankreisbewegungen n_1 benötigt, um den Makulamittelpunkt um die Lage des Auges bezüglich des optischen Systems zu bestimmen und diese im Schritt S53 nachzujustieren. Dabei wird vorzugsweise auf gespeicherte Daten der Retinastruktur zurückgegriffen; die Makulamitte wird vorerst geschätzt. Diese geschätzte Makulamitte kann beispielsweise die beim letzten Scanvorgang ermittelte Makulamitte, eine anhand der bei mehreren der letzten Scanvorgängen ermittelten Makulamitten statisch geschätzte Makulamitte oder ein anhand statistisch ermittelter, die räumliche Zuordnung der Pupillenmitte zur Makulamitte betreffender Informationen unter Bezugnahme eines aktuell oder zuvor, grob oder fein bestimmten Pupillenmittelpunkt räumlich geschätzter Punkt sein. Da sich die Makula innerhalb der beispielsweise $10\mu s$, die dem Intervall zwischen Scanvorgängen bei einer Scanfrequenz von 100 Hz entsprechen würden, auch bei schnellsten Augenbewegungen lediglich um wenige μm bewegen könnte, genügt die zuvor ermittelte Makulamitte in der Regel als Startposition, d.h. als sogenannte "geschätzte Makulamitte", des aktuellen Retinascanvorgangs, um die aktuelle Position der Makulamitte zuverlässig zu bestimmen.

Im Schritt S54 wird die Abtastbewegung ausgehend vom Makulamittelpunkt durchgeführt, wobei vorzugsweise ein Spiralscan mit einem Zeilensprung r_M/n_2 verwendet wird, damit eine hohe Auflösung erzielt wird. Das Maß r_M bedeutet den Radius des maximalen Makuladurchmessers. Der Wert n_2 wird empirisch bestimmt und kann in Abhängigkeit von der vorzunehmenden Aufgabe des optischen Systems variiert werden.

Wenn nach Durchführung von n_2 Kreisbewegungen der Rand der Makula im Schritt S55 erreicht ist, wird das Bewegungsmuster im Schritt S56 geändert, indem beispielsweise ein positiver progressiver mittlerer Zeilensprung PPMZ wie folgt bestimmt wird.

$$PPMZ = (r_{MAX} - r_M) / n_3$$

wobei r_{MAX} den und sich n_3 wie folgt errechnet:

$$n_3 = 1024 - n_2 - n_1 - 1$$

Wenn im Schritt S57 festgestellt wurde, dass der Rand der Retina erreicht worden ist, wird das Bewegungsmuster des Abtast- oder Projektionsstrahlengangs im Schritt S58 von Außen nach Innen, und zwar vorzugsweise wiederum mit einem progressiven Zeilenabstand durchgeführt. Der progressive negative mittlere Zeilensprung PNMZ wird beispielsweise erneut wie folgt festgelegt:

$$\text{PNMZ} = (r_{\text{MAX}} - r_{\text{M}}) / n_3$$

Wenn die Anzahl der vollen Kreis- oder Spiralbewegungen n_3 erreicht wird (Schritt S59), kann zur Erzielung einer höheren Auflösung im Schritt S60 auf einen negativen Zeilensprung NZ umgeschaltet werden, der wie folgt bestimmt wird:

$$\text{NZ} = r_{\text{M}} / (1024 - n_3)$$

Da somit in diesem Fall die Anzahl n_1 der Bewegungsmuster zur Bestimmung der Makulamitte entfällt, kann ein entsprechend kleinerer Zeilensprung im Bereich der Makula eingestellt werden. Gegebenenfalls wird auf die Möglichkeit einer höheren Auflösung im Bereich der Makula durch den kleineren Zeilensprung verzichtet, um die Datenverarbeitung zu vereinfachen. Gegebenenfalls werden die Anzahl der "Vorspannkreisbewegungen" zur Augenpositionsbestimmung und die jeweiligen Zeilensprünge festgesetzt, um die damit verknüpfte Datenverarbeitung zu vereinheitlichen.

Bei Schritt S61 ist der Makulamittelpunkt erreicht, so dass das Programm zum Schritt S50 zurückkehrt.

In der Figur 17A ist eine Abwandlung dieser Vorgehensweise gezeigt, bei der beispielsweise bei Bedarf oder nach einer bestimmten Anzahl von Schritten die Pupillenmitte erneut grob und/oder fein bestimmt wird, bevor mit dem von der geschätzten Makulamitte ausgehenden Scansvorgang begonnen wird. Eine solche "Neuorientierung" des Scansystems kann zum Beispiel dann notwendig sein, wenn das Auge längere Zeit geschlossen war und das Auge, und somit auch die Makula, sich während dieser Zeit deutlich von seiner bisherigen Position hinwegbewegt hat. Eine Neubestimmung der Pupillenmitte kann auch dazu dienen, statistisch Informationen bezüglich der relativen Position der Pupillenmitte zur Makulamitte

zu gewinnen. Insbesondere nach einem Benutzerwechsel ist es vorteilhaft, eine solche Informationsgewinnung durchzuführen, um den Scanvorgang, wie beschrieben, anhand der gewonnenen Informationen optimieren zu können.

5 **Figur 19**

10 Figur 19A zeigt eine weitere Ausführungsform einer interaktiven Brille 1920, bei der die vorstehend beschriebene "eye-tracker"- Funktion anwendbar ist. Hierbei ist eine kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 1950 im Bereich
15 des Nasenstegs 1922 an die Brille 1920 angebracht ist. Gemäß der Detailzeichnung 19B umfaßt die kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 1950 sowohl eine Projektionsvorrichtung 1953 als auch eine Signalerfassungsvorrichtung, die zusammen in einem schützenden Gehäuse 1958
20 untergebracht sind. Durch ein lichtdurchlässiges Fenster 1959 in einer Außenwand des Gehäuses 1958 gelangen Lichtstrahlen 1930 in das Innere des Gehäuses 1958 und umgekehrt. Das Abschließen des Gehäuses 1958 durch das Fenster 1959 verhindert jedoch, daß Staub, Schweiß und andere Fremdstoffe den Betrieb der kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 1950 stört.

25 Analog den beschriebenen Systemen gemäß Fig. 3 und 18 werden Lichtstrahlen 1930, 1930a, 1930b erfaßt bzw. projiziert. Die interaktive Brille 1920 ist allerdings in ihrem Aufbau dadurch vereinfacht, daß die getrennten Spiegel 352 bzw. 1852 zur vertikalen bzw. horizontalen Ablenkung des jeweiligen Lichtstrahls 331 bzw. 1832 durch einen Taumelspiegel 1952 bzw. 1954 ersetzt
30 sind. Diese Taumelspiegel werden zur Erfüllung der "eye-tracking"-Funktion entsprechend der Beschreibung von Figur 8 mittels der in Figur 16 gezeigten Anordnung nachjustiert.

35 Zwecks einer kompakten Bauweise kann ein teildurchlässiger Spiegel 1956 dazu dienen, separate Strahlengänge innerhalb des Gehäuses 1958 für das durch das Fenster 1959 fallende bzw. projizierte Licht 1930 zu ermöglichen. Bevorzugt wird die Innenseite des Brillenglases mit einer für aus dieser Richtung einfallenden Strahlen stark reflektierenden Oberfläche 1923 versehen, die als Spiegel für den Strahlengang zwischen dem Auge 1980 und dem kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 1950 verwendet. Dies trägt zu einer Reduzierung der notwendigen Komponenten bei und führt in der abgebildeten Ausführungsform zu

einem vereinfachten, lichtstarken Strahlengang 1930, bei dem der Lichtstrahl 1930 zwischen Auge 1980 und Projektions- bzw. Signalerfassungsvorrichtung 1953 bzw. 1951 lediglich dreimal reflektiert wird.

5 Die für eine Taumelbewegung des Spiegels 1952, 1954 notwendige Bewegungsfreiheit läßt sich beispielsweise durch eine kardanische oder federnde Aufhängung des Spiegels 1952, 1954 erreichen. Mögliche Ausführungsarten eines derartigen Taumelspiegels sind dem Fachmann beispielsweise aus dem Gebiet der Mikrotechnik bekannt. Weitere Lösungen des vorliegenden Ablenkungsproblems,
10 bei der der jeweilige Lichtstrahl 1930 auf der Basis elektrochromer, holographischer, elektroholographischer oder sonstiger Lichtbrechungs- oder Lichtreflektionsmechanismen gelenkt wird, sind ohne weiteres denkbar und ebenfalls anwendbar.

15 Obwohl die interaktive Brille 1920 in einer minimalistischen Ausführungsform gezeigt ist, bei der eine kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 1950 lediglich für das linke Auge 1980 vorgesehen ist, ist es selbstverständlich, daß eine spiegelverkehrt gebaute, zweite kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 1950 im Bereich der rechten Hälfte
20 des Nasenstegs 1922 für das nicht dargestellte rechte Auge bei Bedarf vorgesehen werden kann.

Figur 20

25 Figur 20A zeigt in Form einer Abänderung der in den Figuren 19A und 19B dargestellten Brille 1920 eine interaktive Brille 2020 gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel, bei der die linke kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 2050L in dem zwischen dem linken Brillenglas 2024L und dem linken Bügelteil 2021L liegenden Bereich und die rechte kombinierte
30 Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 2050R in dem zwischen dem rechten Brillenglas 2024R und dem rechten Bügelteil 2021R liegenden Bereich angeordnet sind.

Eine solche Anordnung der kombinierte Signalerfassungs- und
35 Projektionsvorrichtungen 2050L, 2050R gegenüber den jeweiligen Brillengläsern 2024L, 2024R und den jeweiligen Augen 2080 ist normalerweise mit der

Notwendigkeit verbunden, entweder mehrere Spiegel entlang des Strahlengangs 2030 vorzusehen (vgl. Spiegel 322 und 323 in Figur 3) oder dem jeweiligen Brillenglas 2024L, 2024R eine besondere Form zu verleihen, um eine Erfassung aller Bereiche der Netzhaut 2081 zu gewährleisten. Dies schränkt jedoch die
5 Gestaltungsmöglichkeiten der Brille 2020 erheblich ein. Um dieses Problem zu umgehen, sieht die interaktive Brille 2020 gemäß Figur 20 Brillengläser 2024L, 2024R vor, deren Innenseite mit einer jeweiligen holographischen Beschichtung 2023L, 2023R versehen sind. Solche holographischen Beschichtung 2023 sind in der Lage, eine beliebige Reflektionstopologie zu emulieren. Zum Beispiel kann
10 eine holographisch beschichtete, flache Oberfläche wie eine sphärisch gekrümmte Oberfläche wirken. Ebenso kann eine holographisch beschichtete, sphärisch gekrümmte Oberfläche wie eine flache Oberfläche wirken. Die Änderung der effektiven Reflektionstopologie hängt lediglich vom holographischen Inhalt der Beschichtung ab. Gemäß der Abbildung sind die holographischen Beschichtungen
15 2023L und 2023R spiegelsymmetrisch zueinander ausgebildet und angeordnet.

Figur 20B enthält eine Detailzeichnung der kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 2050L. Analog der in der Figur 5B dargestellten kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 550 umfaßt sie ein
20 Gehäuse 2058, eine Projektionsvorrichtung 2053 und eine Signalerfassungsvorrichtung 2051, jeweilige Taumelspiegel 2052 und 2054, einen teildurchlässigen Spiegel 2056 und ein Gehäusefenster 2059. Auch bei dieser Ausführungsform wird die "eye-tracking"-Funktion dadurch erfüllt, dass die Taumelspiegel 2052 und 2054 entsprechend dem Ergebnis der Erfassung des
25 Makulamittelpunkts nachjustiert werden, wie das anhand der Figur 8 erläutert wurde.

Figur 21

30 Ähnlich den Figuren 20A und 20B zeigt Figur 21A in Form einer Abänderung der in den Figuren 19A und 19B dargestellten Brille 1920 eine interaktive Brille 2120 gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel, bei der die linke kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 2150L in dem zwischen dem linken Brillenglas 2124L und dem linken Bügelteil 2121L liegenden
35 Bereich und die rechte kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen

2150R in dem zwischen dem rechten Brillenglas 2124R und dem linken Bügelteil 2121R liegenden Bereich angeordnet sind.

Figur 21B enthält eine Detailzeichnung der kombinierte Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 2150L. Analog der in der Figur 19B dargestellten kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung 1950 umfaßt sie ein Gehäuse 2158, eine Projektionsvorrichtung 2153 und eine Signalerfassungsvorrichtung 2151, jeweilige Taumelspiegel 2152 und 2154, einen teildurchlässigen Spiegel 2156 und ein Gehäusfenster 2159. Die "eye-tracking"-Funktion wird wiederum dadurch erfüllt, dass die Taumelspiegel 2152 und 2154 auf den jeweiligen erfassten Makulamittelpunkt nachjustiert werden.

Das oben angesprochene Problem des Strahlengangs 2130 wird bei diesem Ausführungsbeispiel durch besonders ausgestaltete Pads 2125L und 2125R platzsparend gelöst. Typischerweise werden Brillen 2120 entweder durch den Nasensteg 2122 oder durch sogenannte Pads 2125 auf der Nasenwurzel gestützt. In ihrem handelsüblichen Gestalt sind Pads relativ flach, leicht gekrümmt und oval. Zudem sind sie entweder schwenkbar oder taumelnd an einem vom Nasensteg 2122 ausgehenden Vorsprung gelagert, um ein angenehmes Anliegen der Pads an die Seitenflächen der Nasenwurzel zu gewährleisten. Im abgebildeten Ausführungsbeispiel sind die Pads 2125 als formfeste, längliche Einheiten ausgebildet, die im Bereich des Nasenstegs 2122 von der Brille 2120 in Richtung Auge 2180 herausragen. Auf ihrer jeweiligen, der Nase zugewandten länglichen Seite bilden die Pads 2125 die sich auf die Nasenwurzel stützende Aufliegefläche. In ihrem der Brille 2120 gegenüber liegenden Endbereich weisen die Pads 2125 auf der jeweilig dem Auge zugewandten Seite eine Tragfläche auf, die mit einem Spiegel oder einer spiegelnden Beschichtung, beispielsweise einer Metallbeschichtung oder einer holographischen Beschichtung, versehen ist.

Obwohl das Gestell der Brille 2120, einschließlich die Pads 2125, eine im Prinzip feste Form aufweist, treten sowohl quasi-statische, z.B. durch Materialermüdung und/oder Temperaturänderungen, als auch dynamische Verformungen des Gestells auf. Insbesondere beim Aufsetzen der Brille 2120 und bei erschütterungsreichen Aktivitäten ergeben sich Veränderungen der relativen Anordnung der jeweiligen Brillenkomponenten zueinander. Auch ist die relative Anordnung der Brille 2120 gegenüber dem Auge 2180 keine Konstante.

Demgemäß muß sowohl das optische System der Brille 2120, d.h. diejenigen Systemkomponenten, die zur optischen Signalerfassung bzw. zur optischen Projektion beitragen, als auch ein eventuell daran angeschlossenes Verarbeitungssystem derart konzipiert und ausgelegt sein, daß solche
5 Anordnungsveränderungen berücksichtigt und/oder kompensiert werden können bzw. keine außerordentlichen Betriebsstörungen verursachen. Dies gilt für alle Arten von interaktiven Brillensystemen.

Erfindungsgemäß läßt sich das zuvor angesprochene Problem insbesondere
10 durch eine geeignete Signalverarbeitung der erfaßten und der zu erzeugenden Signale bewältigen. Es können auch fest am Brillengestell in der Nahe des üblichen Strahlengangs 2130 angebrachte optische Markierung von der Signalerfassungsvorrichtung 2151 zwecks Eichung ihres optischen Systems regelmäßig oder bei Bedarf mit erfaßt werden.

Figur 22

Figur 22 zeigt in Form einer Abänderung der in den Figuren 19A und 19B dargestellten Brille 1920 eine interaktive Brille gemäß einem weiteren bevorzugten
20 Ausführungsbeispiel, bei der die Signalerfassungsvorrichtung 2251 der kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtungen 2250 in der Lage ist, das Hornhautreflexbild mindestens partiell zu erfassen.

Die Hornhaut ist normalerweise rotationssymmetrisch zur Schachse
25 ausgebildet. Strahlen, die senkrecht auf einen zentralen Bereich der Hornhaut fallen, sind somit konfokal zum optischen System des Auges 2280 und bilden die Basis des von der Netzhaut 2281 tatsächlich wahrgenommenen Bildes. Zudem besteht die Hornhaut 2283 zum größten Teil aus Wasser und weist aus diesem Grunde einen sehr hohen Reflektionsgrad bei einer Wellenlänge von ca. $1,1 \mu\text{m}$
30 auf. Da diese Wellenlänge im infraroten Spektralbereich liegt, eignet sich eine Erfassung des Hornhautreflexbildes vorwiegend für Infrarotanwendungen, beispielsweise bei Nachtsichtgeräten. Allerdings finden Reflektionen nicht nur an der äußeren, konkaven Hornhautoberfläche, sondern auch im Inneren der Hornhaut statt. Zudem bewirkt die Hornhaut 2283 aufgrund ihrer Struktur keine
35 spiegelartige, sondern eine diffuse Reflektion, die mit zunehmender Tiefe des Reflektionsercignisses im Inneren der Hornhaut diffuser wird.

Um ein sinnvolles Hornhautreflexbild zu erhalten, werden im abgebildeten Ausführungsbeispiel effektiv nur diejenigen Strahlen, die senkrecht auf einen zentralen Bereich der Hornhaut fallen, erfaßt. Dies wird durch mehrere
5 Maßnahmen erreicht. Erstens weist das vor dem Auge gelagerte Brillenglas 2224, dessen dem Auge 2280 zugewandte Seite mit einer für aus dieser Richtung einfallenden Strahlen stark reflektierenden Oberfläche 2223 versehen ist, eine besonders gestaltete Form auf, die das senkrecht von der Hornhaut reflektierte Licht derart bündelt, daß es als beinah parallel verlaufende Lichtstrahlen 2234 auf
10 die Signalerfassungsvorrichtung 2251 fällt, während nicht senkrecht von der Hornhaut reflektiertes Licht in eine andere Richtung gelenkt wird. Alternative kann das Brillenglas 2224 andersartig gestaltet sein, jedoch eine teildurchlässige holographisch reflektierende Schicht 2223 aufweisen, die ebenfalls eine derartige Bündelung des senkrecht von der Hornhaut reflektierten Lichtes bewirkt, daß es als
15 beinah parallel verlaufende Lichtstrahlen 2234 auf die Signalerfassungsvorrichtung 2251 fällt, während nicht senkrecht von der Hornhaut reflektiertes Licht in eine andere Richtung gelenkt wird. Zweitens wird eine Blende 2257 kurz vor der Signalerfassungsvorrichtung 2251 vorgesehen, die eine Erfassung derjenigen Lichtstrahlen verhindert, deren Einfallswinkel außerhalb einem engen
20 Einfallswinkelbereich der wie oben beschriebenen, beinah parallel verlaufenden Lichtstrahlen 2234 liegt.

Die "eye-tracking"-Funktion wird bei dieser Ausführungsform - ebenso wie bei den vorangehend beschriebenen Varianten - dadurch erfüllt, dass mittels eines
25 Abtastvorgangs, bei dem entweder aktiv oder passiv, vorzugsweise in einem Wellenbereich oder einem Energiebereich gearbeitet wird, den das menschliche Auge nicht als bilderzeugend wahrnimmt, die Retinastruktur und damit die Lageveränderung des Makulamittelpunkts häufig oder kontinuierlich erfasst wird und dass entsprechend dem Ergebnis dieser Erfassung die in der Vorrichtung 2250
30 aufgenommenen Spiegel KS1 und KS2 wie zuvor beschrieben nachjustiert werden.

Figur 23

Figur 23 zeigt in Form einer Abänderung der in den Figuren 19A und 19B
35 dargestellten Brille 1920 eine interaktive Brille gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel, bei der ein sphärisches oder sphärisch wirkendes

teildurchlässiges spiegelndes Zusatzelement 2329 zwischen dem Brillenglas 2324 und dem Auge 2380 angeordnet ist. Bevorzugt ist das Zusatzelement 2329 konfokal zum optischen System des Auges 2380 angeordnet.

5 Der Reflektionsgrad eines solchen Zusatzelements 2329 läßt sich an die Bedürfnisse des Informationssystems anpassen. Es kann zwischen einem hohen Reflektionsgrad, was eine sehr gute Erfassung auf das Auge 2380 gerichteter Lichtstrahlen 2333a-2333c ermöglicht, und einem niedrigen Reflektionsgrad, was eine Beeinträchtigung der durch das Auge 2380 erfolgenden Wahrnehmung
10 vermeidet, gewählt werden. Bevorzugt weist das Zusatzelement 2329 einen niedrigen (beispielsweise unter 10%), über seine gesamte Reflektionsfläche homogenen Reflektionsgrad auf. Dahingegen weisen reflektierende Organe des Auges 2380, zum Beispiel die Kornea 2383 oder die Retina 2381, zum Teil sehr starke örtliche Reflektionsabhängigkeiten auf. Ähnliche Aussagen betreffen die
15 spektralen Reflektionsabhängigkeiten des Zusatzelements bzw. der reflektierenden Organe des Auges 2380. Während das Zusatzelement 2329 bevorzugt derart ausgebildet werden kann, daß es einen homogenen Reflektionsgrad über alle relevanten Spektralbereiche aufweist, weisen die verschiedene Organe des Auges 2380 sehr unterschiedliche Absorptionsgrade auf, die in vielen Fällen auch starke
20 örtliche Schwankungen unterworfen sind.

Außer der Teilreflektion soll das Zusatzelement 2329 möglichst keine Auswirkung auf das darauf fallende Licht ausüben. Aus diesem Grund wird das Zusatzelement 2329 bevorzugt aus einem homogenen lichtdurchlässigen und
25 ungefärbten Material und mit einer in Richtung der auf den Augenmittelpunkt gerichteten Lichtstrahlen konstanten Dicke gefertigt. Durch das Aufbringen einer Antireflexbeschichtung auf der dem Auge 2380 zugewandten Seite des Zusatzelements 2329 läßt sich eine verbesserte Lichtdurchlässigkeit erzielen.

30 Die reflektierende Kontur eines solchen Zusatzelements 2329 ist wohl definiert, und kann dem Informationssystem demgemäß als bekannte Information zur Verfügung gestellt werden, während die Kontur der relevanten reflektierenden Organe des Auges 2380 erst ermittelt werden muß. Letzteres kann mit zum Teil nicht unerheblichem Aufwand verbunden sein. Die Erfassung auf das Auge 2380
35 gerichteter Lichtstrahlen 2333a-2333c über ein solches Zusatzelement 2329 kann somit hochwertige Bilder des Blickfeldes liefern.

Im abgebildeten Ausführungsbeispiel werden effektiv nur diejenigen Strahlen, die senkrecht auf das Zusatzelement 2329 fallen, erfaßt. Dies wird durch die folgenden Maßnahmen erreicht:

5

Aufgrund der teilsreflektierenden Oberfläche des Zusatzelements 2329 wird ein entsprechender Teil derjenigen Strahlen 2333a-2333c, die senkrecht auf die Oberfläche des Zusatzelements 2329 fallen, senkrecht zurückreflektiert, während andere Strahlen von der Oberfläche des Zusatzelements 2329 gemäß dem
10 Reflektionsgesetz "Einfallswinkel gleich Reflektionswinkel" entsprechend schräg zurückreflektiert werden. Die senkrecht zur Oberfläche des Zusatzelements 2329 zurückreflektierten Lichtstrahlen legen den gleichen Weg zurück, den sie gekommen sind, und treffen somit auf das dem Auge vorgelagerte Brillenglas 2324. Die dem Auge 2380 zugewandte Seite des Brillenglases 2324 ist mit einer
15 für aus dieser Richtung einfallenden Strahlen stark reflektierenden Oberfläche 2323 versehen, und weist eine besonders gestaltete Form oder eine besonderes ausgebildete Beschichtung auf, die die senkrecht vom Zusatzelement reflektierten Lichtstrahlen derart bündelt, daß sie als beinah parallel verlaufende Lichtstrahlen 2334 auf die Signalerfassungsvorrichtung 2351 fallen, während nicht senkrecht
20 vom Zusatzelement reflektierte Lichtstrahlen in eine andere Richtung gelenkt werden. Desweiteren wird eine Blende 2357 kurz vor der Signalerfassungsvorrichtung 2351 vorgesehen, die eine Erfassung derjenigen Lichtstrahlen verhindert, deren Einfallswinkel außerhalb einem engen Einfallswinkelbereich der wie oben beschriebenen, beinah parallel verlaufenden
25 Lichtstrahlen 2334 liegt.

Soll das über das Zusatzelement 2329 erfaßte Bild des Gesichtsfeldes die Grundlage für eine mit dem tatsächlich wahrgenommenen Gesichtsfeld korrelierte Projektionen, so muß die Korrelation zwischen dem erfaßten Licht und dem
30 wahrgenommenen Gesichtsfeld ermittelt werden. Gemäß dem dargestellten fünften Ausführungsbeispiel wird diese Korrelation durch eine bevorzugte konfokale Anordnung des Zusatzelements 2329 zum optischen System des Auges 2380 erreicht. Es wird deshalb bevorzugt, daß das Zusatzelement 2329 über eine justierbare Aufhängung derart an der Brille befestigt ist, daß sich die Position des
35 Zusatzelements 2329 sowohl in vertikaler als auch in zwei horizontalen Richtungen nachjustieren läßt.

Konfokalität ist im grundgenommen dann gegeben, wenn das Zusatzelement 2329, optisch gesehen, rotationssymmetrisch zur Sehachse und mit einem Abstand zur Linse 2382 angeordnet ist, daß der optische Mittelpunkt des optischen Systems des Auges mit dem Mittelpunkt der durch das sphärische oder sphärisch wirkende 5 Zusatzelement definierten Kugel übereinstimmt. Die Sehachse läßt sich zu diesem Zwecke ausreichend über die Ausrichtung der Pupille 2384 bestimmen, die durch ihre scharfe Konturen leicht erkennbar ist, und deren Ausrichtung aufgrund ihrer runden Form leicht bestimmbar ist. Zudem ist aufgrund der sphärischen oder 10 sphärisch wirkenden Form des Zusatzelements 2329 keine Schwenkung des Zusatzelements 2329 um die möglichen Schwenkachsen des Auges 2380 notwendig, um Konfokalität zu gewährleisten. Denn auch bei einer Verdrehung des Auges bleibt durch eine entsprechende vertikale und/oder horizontale Verschiebung des Zusatzelements 2329 zumindest ein wesentlicher Teil des Zusatzelements 2329, 15 optisch gesehen, rotationssymmetrisch zur Sehachse. Was den Abstand zur Linse 2382 betrifft, gibt es verschiedene Möglichkeiten, den notwendigen Abstand zu bestimmen. Zum Beispiel kann eine optische oder akustische Vermessung der Hornhaut 2383 vorgenommen werden, deren Krümmung einen sehr guten Richtwert für die richtige Anordnung des Zusatzelements 2329 angibt. Es können 20 auch Netzhaut- oder Hornhäutreflexbilder zumindest partiell erfaßt werden, und anhand eines Vergleichs der Reflexbilder mit dem über das Zusatzelement 2329 erfaßten Licht der richtige Abstand bestimmt werden.

Aufgrund der sphärischen oder sphärisch wirkenden Realisierung, 25 beispielsweise durch eine holographische Beschichtung, der teilsreflektierenden Oberfläche des Zusatzelements 2329 sowie durch diese konfokale Anordnung des Zusatzelements zum Auge 2380 sind lediglich diejenigen Strahlen 2333a-2333c, die senkrecht auf die Oberfläche des Zusatzelements 2329 fallen, konfokal zum optischen System des Auges 2380 und stimmen somit mit den auf die Netzhaut 30 fallenden Strahlen überein.

Wenn die Ausführungsform gemäß Figur 23 mit einer "eye-tracking"-Funktion ausgestattet wird, ist es wiederum erforderlich, dass die Spiegel KS1 und KS2 vom "eye-tracker" entsprechend dem Ergebnis der Positionsbestimmung der 35 Makulamitte nachjustiert werden, wobei gegebenenfalls eine synchronisierte Nachjustierung des Zusatzelements 2329 vorgenommen werden, um für den Fall

größerer Augenbewegungswinkel die Konfokalität des Zusatzelements 2329 zum Auge wie zuvor beschrieben aufrecht zu erhalten.

Figur 24

5

Figur 24 zeigt eine Draufsicht (Fig. 24A) und eine Frontansicht (Fig. 24B) einer Brille 2420 gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel, bei dem zwei Sensorvorrichtungen 2461R und 2461L, beispielsweise zwei Festkörper-Kameras, zum Beispiel CCD- oder TTL-Kameras, zwecks weiterer Signalerfassung, insbesondere aus dem sichtbaren Blickfeld, vorgesehen sind. Die Figur 24B zeigt auch das linke und rechte Auge 2480L bzw. 2480R eines möglichen Trägers 2402 der Brille 2420. Der Übersichtlichkeit halber sind jedoch keine anderen Merkmale des Benutzers 2402 in der Figur 24B dargestellt.

10

15

20

25

30

Um das Auftreten einer Parallaxe zwischen den von der jeweiligen Kamera 2461R, 2461L und dem ihr zugeordneten Auge erfaßten bzw. wahrgenommenen Bildern zu vermeiden, sollen die Kameras 2461 den Augen bezüglich ihrer "Sehachsen" möglichst achsengleich angeordnet sein. In Anbetracht der Systemgröße solcher Festkörper-Kameras 2461 hat es sich beim heutigen Stand der Technik als sinnvoll erwiesen, die Kameras 2461 wie abgebildet im vorderen Bereich der jeweiligen Bügelteile 2421L, 2421R anzuordnen. Auch eine Montage im Bereich des Nasenstegs 2422, z.B. in den Pads 2425, ist sinnvoll. Nach einer weiteren Miniaturisierung können die Festkörper-Kameras 2461 im Brillengestell über den jeweiligen Brillengläser 2424L, 2424R angeordnet werden, um eine weitere Achsengleichheit zu erreichen. Es ist abschbar, daß Festkörper- oder andersartige Lichterfassungssysteme in der Zukunft in das Brillenglas 2424, das selbstverständlich auch ein Kunststoff oder sonstiger lichtdurchlässiger Stoff sein kann, werden eingebaut werden können. Eine solche Anordnung der Kameras 2461 würde eine mit dem jeweiligen Auge 2480L, 2480R achsengleiche, beinahe konfokale Signalerfassung ermöglichen.

35

Bei einer achsenungleichen Anordnung der Sensorvorrichtungen 2461 zu den jeweiligen Augen 2480L, 2480R sollen die aus den Sensorvorrichtungen 2461 gewonnenen Informationen gegebenenfalls in Korrelation mit den Augen 2480 gebracht werden. Eine solche Korrelation ist insbesondere dann wichtig, wenn die Sensorvorrichtungen 2461 durch Kameras 2461 realisiert werden, und ein

Überlagerungsbild anhand aus den Kameras 2461 gewonnener Bildinformationen in das jeweilige Auge 2480L, 2480R projiziert werden sollen.

5 Wird das von den Kameras 2461 aufgenommene Bild einfach auf das jeweilige Auge 2480L, 2480R projiziert, so kommt es zur sogenannten Parallaxe, bei der das "Gesichtsfeld" der jeweiligen Kamera 2461L, 2461R nicht mit dem natürlich wahrgenommenen Gesichtsfeld übereinstimmt. Insbesondere bei einer von der Ruhestellung abweichenden Verdrehung der Augen 2480 oder bei im näheren Gesichtsfeld liegenden Gegenständen würde die Parallaxe bei einer Überlagerung
10 zu einer abnormalen Wahrnehmung führen. Denn in solchen Fällen läge die Sehachse des Auges 2480 schräg zur "Sehachse" der jeweiligen Kamera 2461L, 2461R.

Bei der Korrelation in diesem Sinne wird nur der Teil des von den Kameras
15 2461 erfaßten Bildes in das jeweilige Auge 2480L, 2480R projiziert, der in entsprechender "Korrelation" zur Sehachse des jeweiligen Auges 2480L, 2480R liegt. Im einfachsten Fall wird durch die Signalerfassungsvorrichtung 2451 ein zumindest partielles Reflexbild des Gesichtsfeldes vom jeweiligen Auge 2480L, 2480R erfaßt. Kennzeichnende Bildpunkte, die sowohl im erfaßten Reflexbild als
20 auch in den von den Kameras 2461 erfaßten Bilder aufzufinden sind, dienen dann als Referenzpunkte für eine perspektivisch richtige Projektion der von den Kameras 2461 erfaßten Bildinformationen auf das Auge 2480. Ähnlich können die aus dem Auge 2480 erfaßten Signale dazu dienen, die Blickrichtung des jeweiligen Auges 2480L, 2480R bezüglich dem Koordinatensystem der Brille 2420 zu bestimmen,
25 um aus diesen Winkelinformationen eine mathematisch basierte Korrelation zu durchführen.

Allerdings ist eine Korrelation auch bei Systemanwendungen sinnvoll, bei denen die Augen 2480 an der Wahrnehmung des Gesichtsfeldes gehindert werden.
30 Dies ist beispielsweise bei der Anwendung einer geschlossenen, sogenannten "virtual reality" Brille 2420 (wie abgebildet, allerdings mit lichtundurchlässigen Gläsern 2424) der Fall, bei der den Augen 2480 lediglich ein künstlich erzeugtes Bild präsentiert wird. Im einem solchen Fall könnte die besprochene Korrelation zum Beispiel darin bestehen, daß die Blickrichtung des Auges 2480 wie oben
35 beschrieben erfaßt wird, und daß ein der Orientierung des jeweiligen Auges 2480L, 2480R entsprechendes, virtuell erzeugtes Bild hineinprojiziert wird. Allerdings

dient hier die Brille 2420 als Koordinatensystem. Wird jedoch noch die Lage und Orientierung der Brille 2420, beispielsweise anhand der von der Kameras 2461 erfaßten Bildern, ermittelt, so kann eine Korrelation zwischen dem jeweiligen Auge 2480L, 2480R und der Umgebung hergestellt werden. Ein solches System ließe sich beispielsweise in einem virtuellen Erlebnishaus, ähnlich einem Geisterhaus, anwenden. Jedem, der gerade auf einem Laufband geht, könnte zum Beispiel ein virtuelles Bild in die Augen projiziert werden, das ihm das Gefühl verleiht, er liefe auf schwimmenden Baumstämmen inmitten eines wilden Flusses.

Um bei der Ausführungsform nach Figur 24 die "eye-tracking"-Funktion wahrnehmen zu können, werden die in Figur 24 nicht näher bezeichneten Umlenkspiegel der Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung so angesteuert, dass diese an die momentane Sehachse angepasst wird.

Es soll an dieser Stelle hervorgehoben werden, dass das vorstehend anhand der Figuren 19 bis 24 beschriebene Informationssystem nicht unbedingt mit einer kombinierten Signalerfassungs- und Projektionsvorrichtung arbeiten muß. Es ist gleichermaßen möglich, mit einer Ausführung des Systems zu arbeiten, bei der die Signalerfassungsvorrichtung von der Projektionsvorrichtung getrennt ist bzw. bei dem eine der beiden Vorrichtungen fehlt.

Figur 25

Die Figur 25 zeigt ein optisches System gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel, bei dem ein Kippspiegel 2555 ein Umschalten zwischen einer Aufnahme aus dem Gesichtsfeld und einer Aufnahme aus dem Auge 2580 oder einer Projektion auf die Netzhaut 2581 ermöglicht.

Der Vorteil dieses optischen Systems liegt darin, daß die gleichen Taumelspiegel 2554H und 2554V für eine Aufnahme aus dem Gesichtsfeld und für eine Projektion auf die Netzhaut 2581 verwendet werden können, und daß der Strahlengang für eine Aufnahme aus dem Gesichtsfeld und der Strahlengang für eine Aufnahme aus dem Auge 2580 bzw. eine Projektion auf die Netzhaut 2581 dementsprechend zum Großteil identisch sind. So wird schon durch das optische System eine hohe Korrelation zwischen dem aus dem Gesichtsfeld erfaßte Licht und den aus dem Auge erfaßten Signalen bzw. eine hohe Korrelation zwischen dem

aus dem Gesichtsfeld erfaßte Licht und dem auf die Netzhaut projizierte Bild erzielt. Das heißt, es werden keine zusätzliche Korrelationsfehler dadurch versucht, daß die besprochenen Strahlengänge über verschiedene Taumelspiegel verlaufen, die unterschiedliche Rotationscharakteristika aufweisen könnten. Für
5 Lichterfassung aus dem Gesichtsfeld und Lichterfassung aus dem Auge kann sogar die gleiche Lichterfassungsvorrichtung 2551 verwendet werden. Lediglich durch die Reflektion am Brillenglas 2524 und das optische System des Auges 2580 kann die Korrelation negativ beeinflußt werden.

10 Die "eye-tracking"-Funktion wird bei dieser Ausführungsform dadurch realisiert, dass die Taumelspiegel 2554H und 2554V analog zu der Nachstellung, wie sie anhand der Figur 8 beschrieben wurde, nachjustiert werden.

Nicht-dargestellte Ausführungsbeispiele

15 Die Anordnung zur Anpassung eines optischen Systems an die Blickrichtung des Auges ist auch in weiteren Systemen, insbesondere in Informationssystemen, sinnvoll, die nicht näher dargestellt sind. Ergänzend zu den in den Figuren dargestellten Ausführungsbeispielen werden nachstehend weitere möglichen
20 Ausführungsformen derartiger Informationssysteme zwecks einem besseren Verständnis der Erfindung beschrieben.

TV / Zeitung

25 Bisherige elektronische Bücher bzw. Zeitungen haben den Nachteil, zu schwer und/oder zu unhandlich zu sein, und können außerdem nur eine begrenzte Informationsmenge pro Seite darstellen. Auch tragbare Video- und Fernsehgeräte sind schwer und/oder unhandlich. Wird das erfindungsgemäße Informationssystem derart ausgebildet, daß das Zuverfügungstellen von Informationen eine Projektion
30 von Bildinformationen in das Auge umfaßt, so lassen sich verschiedene visuell bezogene Medien, beispielsweise elektronische Bücher oder Zeitungen, Fernsehen oder Videospiele, durch das Informationssystem verwirklichen. Dabei wird das erfindungsgemäße Informationssystem zum Beispiel, wie oben beschreiben, in Form einer tragbaren Brille realisiert, die über eine Kabel-, Infrarot- oder
35 Funkverbindung beispielsweise an ein Informationsnetz, eine tragbare

Speichervorrichtung, zum Beispiel ein CD-ROM- oder DVD-Lesegerät, oder eine sonstige Informationsquelle angeschlossen werden kann.

Ein Vorteil einer derartigen Ausbildung des erfindungsgemäßen Informationssystems liegt darin, daß seine Erfassung von Signalen aus dem Auge in Zusammenhang mit seiner Gesichtsfelderfassung eine Projektion ermöglicht, bei dem der projizierte Text bzw. die projizierte Bilder im Raum fixiert zu sein scheint. Hier kann der vorstehend beschriebene "eye-tracker" herangezogen werden, der eine Ermittlung der Korrelation der Schachse zum Blickfeld ermöglicht, und der die Projektion entsprechend steuern kann, so daß die auf das Auge projizierten Informationen vis-à-vis dem Blickfeld trotz Bewegungen des Auges unbeweglich zu sein scheinen. Die Ermittlung der Korrelation der Schachse zur Umgebung kann auch durch in der Brille angebrachte Lagesensoren unterstützt werden.

Der virtuelle Ort der Fixierung kann beispielsweise über eine Fixierung mit den Augen in Zusammenhang mit einem Augenzwinkern oder Tastendruck oder auch automatisch, zum Beispiel mittels einer bildverarbeitenden Auswertung des Blickfelds, die ein möglichst inhaltsarmes Gebiet des Blickfelds ermittelt, festgelegt werden. Die störende Wirkung des durch die Projektion der Informationen nicht notwendigerweise abgedeckten, natürlichen Gesichtsfeldes ließe sich durch ein farbkomplementäres "Auswischen" verringern, bei dem komplementärfarbige Bildpunkte anhand des aus dem Gesichtsfeld erfaßten Lichts ermittelt werden, deren korrelierte Projektion auf die jeweilig zugeordnete Gebiete der Netzhaut den natürlichen Hintergrund durch Farbaddition als weiß erscheinen läßt. Ist ein schwarzer Hintergrund erwünscht, so muß, wie zuvor beschrieben, die empfundene Gesamthelligkeit der Projektion die empfundene Gesamthelligkeit des natürlichen Gesichtsfeldes um ca. 24% bis 20% überschreiten, damit auch die hellsten Punkte des natürlichen Gesichtsfeldes als schwarz empfunden werden.

Zu Bedienungszwecken könnten Bildinformationen, die virtuelle Bedienungsknöpfe darstellen, derart in das Auge hineinprojiziert werden, daß sie in der Nähe des Textes bzw. Bildes im Gesichtsfeld ebenso fixiert erscheinen. Somit ließe sich das virtuelle Informationsmedium mittels Anvisieren des entsprechenden Bedienungsknopfes mit der Fovea centralis plus Tastendruck oder Augenzwinkern fernbedienen, d.h. Umblättern, Vorspulen, Zurückspulen, o.ä. Ähnlich könnte ein

Zugriff auf Lexika, Datenbanken, u.s.w. durch das Anvisieren von dargestellten Wörtern oder Bildteile ermöglicht werden. Anstatt Bedienungsknöpfe ließe sich das Informationssystem beispielsweise auch über eine Menüführung bedienen, bei der Bedienenmenüs bei der Betrachtung bestimmter Bildbereich "aufspringen", um ein
5 augengesteuertes Auswählen aus dem ggf. hierarchisch aufgebauten Menü zu ermöglichen. Die Erkennung dieses "Anvisierens" wird durch den "Eye-Tracker" unterstützt, der dem Info-System über die Lage der Makulamitte in Kenntnis setzen kann.

10 Ein weiterer Vorteil einer derartigen Ausbildung des erfindungsgemäßen Informationssystems liegt darin, daß die für eine ausreichende momentane Darstellung notwendige Datenmenge bei weitem geringer ist, als die Datenmenge, die für hochauflösende Darstellung des gesamten Gesichtsfeldes notwendig wäre. Dies liegt der Tatsache zugrunde, daß das Informationssystem den Bereich des
15 schärfsten Sehens aufgrund der vorstehend beschriebenen Ermittlung der Makulamitte kennt. Somit müssen nur diejenigen Teile der Projektion mit hoher Auflösung erfolgen, die den Bereich der Fovea centralis betreffen. Auf sonstige Gebiete der Netzhaut genügt eine Projektion mit geringer Bildpunktdichte. Dementsprechend reduziert sich die für eine momentane Darstellung notwendige
20 Datenmenge, was deutliche Systemvorteile mit sich bringt. Insbesondere läßt sich die empfundene Größe des projizierten Bildes beliebig wählen, ohne daß unbearbeitbar große Datenmengen zur Präsentation des momentanen Bildes die Folge sind.

25 Ist das projizierte Bild größer als das Gesichtsfeld, dann bestimmt die momentane Sehachse den Bildausschnitt. Die Projektion erfolgt derart, daß der aktuelle Bildausschnitt den gesamten aktiven Bereich der Netzhaut füllt. Durch Augenbewegung können weitere Ausschnitte des Bildes in das Gesichtsfeld hineingebracht werden. Ist das projizierte Bild kleiner als das Gesichtsfeld, so muß
30 lediglich auf einen beschränkten Teil der Netzhaut projiziert werden. Wird der natürliche Gesichtsfeldhintergrund nicht ausgeblendet, so ändert sich dieser bei Augenbewegungen. Insbesondere bei fernseh- oder kinoartigen Informationsdarstellungen ist eine das Gesichtsfeld genau füllende Projektion bevorzugt.

Werden Signale aus beiden Augen eines Benutzers erfaßt, so kann die Projektion stereoskopisch erfolgen, wobei jedem Auge ein derart geringfügig unterschiedliches Bild zugespeist wird, daß das Gehirn ein dreidimensionales Gesamtbild wahrzunehmen glaubt. Somit ließe sich eine optimale System-Mensch-Schnittstelle beispielsweise für 3D-Fernsehen, 3D-Videospiele, 3D-CAD-Anwendungen oder sonstige, insbesondere interaktive, 3D-Anwendungen verwirklichen. Bevorzugt umfaßt das Informationssystem weitere Bedienelemente, zum Beispiel ein Steuerknuppel, Pedal oder Lenkrad, die eine Navigation bzw. Perspektivwechsel innerhalb des dargestellten virtuellen Bildes oder eine sonstige Beeinflussung der Informationsdarbietung oder eines mit der Informationssystem verbunden Systems ermöglicht. Wie zuvor beschrieben, kann auch das Auge selbst als Bedienelement fungieren.

Unter entsprechender Anwendung der vorstehend für die Positionierung einer elektronischen Zeitung an einem virtuellen Ort erforderlichen Maßnahmen ist es gleichermaßen möglich, dem Träger des erfindungsgemäßen Informationssystems andere Orientierungshilfen auf die Netzhaut zu spielen, wie z.B. einen künstlichen Horizont.

Ophthalmologische Anwendungen / Sehhilfen

Aufgrund ihrer Erfassung aus dem Auge zurückreflektierter Signale eignen sich die vorstehend beschriebenen Informationssysteme zur Ausgestaltung als ophthalmologisches System. Zum Beispiel läßt sich das Informationssystem als Positioniersystem für die ophthalmologische Chirurgie, insbesondere für die ophthalmologische Laserchirurgie, realisieren. Auch als ophthalmologisches Diagnosesystem, Sehhilfesystem und/oder Sehfehlerkorrektursystem findet das erfindungsgemäße Informationssystem beispielsweise Anwendung.

Die meisten Strukturen oder Organe des Auges sind im Vergleich zu manuellen Bewegungen sehr klein. Erkrankungen und Beschädigungen dieser Strukturen bzw. Organe betreffen häufig nur einen kleinen, mikroskopischen Bereich. Im Gegensatz zu vielen anderen Körperpartien lassen sich die Augen jedoch nicht fixieren, was die Behandlung evtl. Erkrankungen oder Verletzungen des Auges besondere erschweren.

Aufgrund der Fähigkeit der vorstehend beschriebenen Systeme, insbesondere des "Eye-Trackers", Bewegungen des Auges genau verfolgen und Informationen bezüglich der augenblicklichen Stellung des Auge auch anderen Systemen zur Verfügung stellen zu können, lassen sich diese Schwierigkeiten durch ein
5 therapeutisches System auf der Basis der vorstehend beschriebenen Systeme überwinden. Zum Beispiel kann das therapierende System derart mit einem vorstehend beschriebenen optischen System zwecks Informationsaustausch verbunden sein, daß Informationen bezüglich der augenblicklichen Stellung des Auge dem therapierenden System zur Verfügung gestellt werden, so daß eine
10 punktgenaue automatisierte Therapie des Auges auch bei bewegten Augen erfolgen kann.

Gemäß einem anderen Ausführungsbeispiel wird ein therapierender Laserstrahl über das optische System gelenkt. Eine Laserbehandlung des Auges,
15 insbesondere der Netzhaut, kann somit auf gleiche Art wie eine wie zuvor beschriebene Projektion erfolgen. Beispielsweise können krankhafte Adern der Aderhaut dadurch verödet werden, daß ein photoempfindliches Mittel eingespritzt oder eingenommen wird, und daß krankhafte Stellen der Aderhaut über mehreren
20 zehn Sekunden punktgenau bestrahlt werden.

Um als Sehhilfe- und/oder Sehfehlerkorrektursystem Anwendung zu finden, kann die Ausgabevorrichtung des optischen Systems eine Projektionvorrichtung aufweisen, die sichtverbessernde Bildinformationen auf die Netzhaut projiziert. Zudem kann die Informationsvorrichtung eine Auswertevorrichtung umfassen, die
25 die sichtverbessernde Bildinformationen anhand des aus dem Gesichtsfeld erfaßten Lichts ermittelt. Die sichtverbessernden Bildinformationen werden bevorzugt unter Berücksichtigung der vom "Eye-Tracker" gewonnenen Augenlageninformationen derart in Korrelation mit den aus dem Auge erfaßten Signalen auf die Retina projiziert, daß das natürlich wahrgenommene Gesichtsfeld und die projizierten
30 Bildinformationen als einheitliches Bild wahrgenommen werden. Im Extremfall werden die sichtverbessernden Bildinformationen derart auf die Retina projiziert, daß das ansonsten natürlich wahrgenommene Gesichtsfeld vom Auge gar nicht wahrgenommen wird. Wie zuvor beschrieben, kann der Grad der Wahrnehmung eines so projizierten Bildes im Verhältnis zum natürlich wahrgenommenen Bild
35 durch die Helligkeit der projizierten Bildpunkte gesteuert werden.

Durch ein derartiges Informationssystem läßt sich beispielsweise eine Sehfehlerkorrektur für Kurz- oder Weitsichtige sowie bei Farbsehschwäche durchführen, wobei über die "eye-tracking"-Funktion die Möglichkeit besteht, die Sehfehlerkorrektur in Abhängigkeit von der Augenstellung vorzunehmen. Bei der
5 Korrektur einer Kurz- bzw. Weitsichtigkeit kann das Informationssystem auf eine (quasi-)festen Korrektur eingestellt werden, eine veränderbare Korrektur ermöglichen, oder sich dynamisch auf den Sehfehler automatisch einstellen. Die Korrektur erfolgt über ein ggf. einstellbares optisches Fokussiersystem innerhalb der Projektionsvorrichtung oder durch bildverarbeitende Maßnahmen. Letzteres
10 läßt sich mit geringem Systemaufwand realisieren. Bezüglich der Implementierung mit (quasi-)fester oder veränderbarer Korrektur wird zur Kürzung der Beschreibung auf die Ausführungen in den älteren Anmeldungen PCT/EP00/09840, PCT/EP00/09841 und PCT/EP00/09843 verwiesen, deren Inhalt in die vorliegende Offenbarung ausdrücklich einbezogen werden soll. Entsprechendes gilt für die
15 Eingliederung einer entsprechend programmierten Auswertevorrichtung, mit der Auskunft über viele ophthalmologisch relevanten Eigenschaften des Auge gegeben werden können.

Helme

20

Auch hinsichtlich der Anwendung des optischen Systems in Helmen wird auf die Ausführungen in den älteren Anmeldungen PCT/EP00/09840, PCT/EP00/09841 und PCT/EP00/09843 verwiesen, deren einschlägiger Inhalt in die vorliegende Offenbarung ausdrücklich einbezogen werden soll. Diese Helme
25 lassen sich problemlos mit den vorstehend beschriebenen Vorrichtungen kombinieren, die die "eye-tracking"-Funktion ausführen.

Wenn die Informationsvorrichtung beispielsweise einen GPS-Empfänger aufweist, so könnte der Helm Positionsinformationen oder Orientierungshilfen auf
30 die Netzhaut projizieren. Bevorzugt erfolgt die Projektion solcher Informationen ins Auge ähnlich der Projektion einer elektronischen Zeitung. Das heißt, es wird eine Ablenkung des Soldaten dadurch vermieden, daß das Bild der Informationen im Raum oder vis-à-vis einer neutralen Stellung des Auges fixiert zu sein scheint, wobei auch hier in vorteilhafter Weise von der "eye-tracking"-Funktion Gebrauch
35 gemacht wird.

Auch wenn eine Funk- oder sonstige Datenübertragung vom Soldaten aus an eine Kommandozentrale aus strategischen Tarnungsgründen generell zu vermeiden gilt, könnte in bestimmten Fällen auch eine Übertragung von mit den Augenbewegungen des Soldaten korrelierte Gesichtfelddaten an eine
5 Kommandozentrale sinnvoll sein.

In einer für Soldaten besonders interessanten Ausführungsform kann die Informationsvorrichtung eine oder mehrere Kameras aufweisen, die Bilder von außerhalb des Gesichtsfeldes erfassen. Die so gewonnenen Bildinformationen
10 werden dann über eine Projektionsvorrichtung auf die Retina projiziert. Das auf das Gesichtsfeldbild projizierte Zusatzbild könnte zum Beispiel als Bild im Bild als kleines Bild in die Ecke des natürlichen oder projizierten Gesichtsfeldbildes projiziert werden oder als Längstreifen am unteren Rand erscheinen. Dabei dient die Erfassung von Signalen aus dem Auge zusammen mit der Gesichtsfelderfassung
15 dazu, die projizierten Bilder in Korrelation mit den Bewegungen des Auges zu halten. Mittels der integrierten "eye-tracking"-Funktion kann sichergestellt werden, dass das projizierte Zusatzbild eine vorbestimmte Lage unabhängig von der Blickrichtung beibehält.

20 Selbstverständlich sind Abweichungen von den zuvor beschriebenen Ausführungsformen möglich, ohne den Grundgedanken der Erfindung zu verlassen.

So ist die gesamte Beschreibung der verschiedenen Ausführungsformen unter
25 der Prämisse erfolgt, dass sich die Retina bei einer Augenbewegung in einer Ebene bewegt. Tatsächlich aber bewegt sie sich zusammen mit dem Auge und entsprechend der Augapfelkrümmung räumlich, so dass vorzugsweise Maßnahmen ergriffen werden, um die sich dadurch möglicherweise ergebenden leichten Verzerrungen des abgetasteten Bilds der Retina zu kompensieren. Eine solche
30 Maßnahme könnte darin bestehen, die von der Retina gespeicherten Bilddaten immer wieder neu zu überspeichern, d.h. den gespeicherten und zu Vergleichszwecken heranzuziehenden Datensatz zu aktualisieren, wenn sich aufgrund derartiger Bildverzerrungen Probleme bei der Lageerkennung ergeben. Eine Alternative besteht darin, weitere Elemente im optischen System, wie z.B.
35 den Strahlteiler bzw. das Brillenglas und/oder das Zusatzelement (vgl. Figur 23)

zusätzlich einstellbar zu gestalten, um dadurch den Verzerrungen des Bildes entgegen zu wirken.

Das Auftreten von Verzerrungen bringt jedoch nicht nur Nachteile mit sich.
5 Es können aus den Verzerrungen auch wertvolle Erkenntnisse gewonnen werden. Sind zum Beispiel die größere Blutgefäße der Retina bei einer bestimmten Relativlage des Auges vis-à-vis des Scansystems weitreichend kartographiert worden, d.h. ist der Verlauf dieser Blutgefäße in Bezug auf ein bestimmtes Koordinatensystem weitreichend dokumentiert worden, dann läßt sich aus der
10 Verzerrung des erfaßten Bildes der später erkannten, retinalen Blutgefäße auf die Relativverzerrung des aufgrund der Augenverdrehung geänderten Koordinatensystems gegenüber dem zuvor bestimmten Koordinatensystem schließen. Aus der Kenntnis der Relativverzerrung könnten die zu projizierenden und/oder die abgetasteten Bilddaten beispielsweise durch
15 Bildverarbeitungsmaßnahmen vorentzerzt bzw. entzerzt werden, so daß das projizierte Bild trotz Verzerrung verzerrungsfrei auf die Retina erscheint bzw. aus dem verzerrt abgetasteten Bild ein verzerrungsfreies Bild entsteht. Die für eine Kompensierung einer Koordinatensystemverzerrung heranzuziehenden Maßnahmen sind dem mathematisch ausgebildeten Bildverarbeitungsfachmann
20 geläufig.

In der Beschreibung wurde an verschiedenen Stellen von einem Scanstrahlengang des optischen Systems gesprochen. Es ist aber hervorzuheben, dass die Erfindung mit allen Systemen verwendbar sein soll, bei denen die Retina
25 unter Verwendung einer vom System umfaßten Lichtquelle beleuchtet und somit aktiv gescannt und/oder passiv unter Ausnutzung des Umgebungslichtes abgetastet wird.

Die Bildinformation über die Retinastruktur wird mit den beschriebenen
30 Ausführungsformen vorzugsweise auf der Basis eines Infrarotsignals gewonnen. Es könnte aber auch auf grundsätzlich anderer Basis gewonnen werden, wie z.B. durch ein anderweitig, wie etwa durch eine Gesamtaufnahme, beispielsweise mittels einer CCD-Kamera, gewonnenes Bild der Retina oder beispielsweise dadurch, dass für die Abtastung andere akustische oder elektromagnetische Wellen,
35 wie z.B. nicht sichtbares Licht Anwendung findet, wobei allerdings sichergestellt sein muß, dass der Wellenlängenbereich so gewählt ist, dass das optische System

des Auges für diesen Wellenlängenbereich durchlässig ist. Alternativ kann auch eine Wellenlänge im sichtbaren Spektrum gewählt werden, wobei vorzugsweise sicherzustellen ist, dass das Energieniveau dieses Lichts (Intensität und Impulsdauer) so gewählt ist, dass es unterhalb der Helligkeitsschwelle des Auges bleibt, was beispielsweise durch zeitlich extrem kurze Impulse erreichbar wäre.

10 In der Beschreibung der Ausführungsformen wird bei der Abtastung der Retina und/oder eines auf das Auge einfallenden Bildes von einem Scanstrahl gesprochen. Dies soll den Schutzbereich aber nicht auf eine aktive Abtastung einschränken. Abgedeckt sein soll damit allgemein die punktuelle serielle Erfassung von Information aus dem Auge, um zumindest bereichsweise Information über die Struktur der Retina und/oder des auf das Auge einfallenden Bildes zu erhalten. Diese punktuelle serielle Erfassung kann durch eine nichtserielle Erfassung solcher Informationen ergänzt werden.

15 In den Ausführungsbeispielen wird häufig von kartesischen Koordinaten ausgegangen. Selbstverständlich könnte anstelle eines kartesischen Koordinatensystem jede beliebige Koordinatensystem verwendet werden. Insbesondere ist es anstelle des Vergleichs der kartesischen Koordinaten für die charakteristischen Bereiche der Retina auch möglich, mit Signalsequenzen zu arbeiten, die unter Zugrundelegung eines Polarkoordinatensystems beim Abtasten der Retina auf einem vorbestimmten Radius bezogen auf den Makulamittelpunkt in einem vorbestimmten Zentriwinkelbereich erfasst und aufgezeichnet werden.

25 Um die Startphase des Abtastvorgangs zuverlässiger durchführen zu können und um insbesondere wirksam sicherzustellen, dass ein kurzzeitig geschlossenes Auge erkannt und der Abtastvorgang noch nicht eingeleitet wird, ist es von Vorteil, Erwartungswerte für die beim Überstreichen des Augenlids und/oder des Auges zu erwartenden Farb- oder Grauwerte zu hinterlegen und das erfaßte Signal mit diesen Werten zu vergleichen.

30

Folgende Merkmale der Erfindung sind allein für sich und in Kombination miteinander von entscheidender Bedeutung:

35 1. Verfahren zur Anpassung eines optischen Systems, insbesondere eines Systems zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, an die Blickrichtung des Auges, wobei das

optische System ein Scansystem zur Abtastung des Auges, insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen gemäß einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet und/oder eine Projektion vornimmt, wobei

5 a) das Bewegungsmuster () des Scanstrahlengangs () in Abstimmung mit den Abtastzyklen, vorzugsweise je nach Bedarf im Takt der Zyklen und gegebenenfalls in modifizierter Form zur Bestimmung der Pupillenmitte () und/oder der Makulamitte () herangezogen wird; und anschließend

b) das optische Zentrum des Bewegungsmusters in die Pupillen-() oder Makulamitte () verlegt wird.

10

2. Verfahren nach Punkt 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Erfassung bzw. Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte () auf der Basis eines zweidimensionalen Scanbewegungsmusters erfolgt, indem die beim Abtasten erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten ausgewertet werden.

15

3. Verfahren nach Punkt 2, dadurch gekennzeichnet, dass das zweidimensionale Scanbewegungsmuster zumindest abschnittsweise mehrfach, insbesondere so lange wiederholt durchfahren wird, bis eindeutige Werte für die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte () vorliegen.

20

4. Verfahren nach Punkt 3, dadurch gekennzeichnet, daß der zweidimensionale Scanvorgang zur Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte () abgebrochen wird, wenn sich die bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt () erfassten Grauwerte nicht mehr über einen vorgegebenen Schwellwert hinaus verändert haben.

25

5. Verfahren nach einem der Punkte 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß dem Bewegungsmuster des Scanstrahls zur Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte ein Startmuster () vorgeschaltet wird, das von einem Bezugspunkt() am optischen System () ausgeht und durch Auswertung der vom Abtaststrahl () erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten zur Grobbestimmung der Pupillenmitte () herangezogen wird.

30

6. Verfahren nach Punkt 5, dadurch gekennzeichnet, daß die bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte () ermittelten Werte bei der Festlegung des

35

Bewegungsmusters für die anschließende Abtastbewegung zur genauen Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte () verwendet werden.

7. Verfahren nach Punkt 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß das
5 Bewegungsmuster () zur Grobbestimmung der Pupillenmitte () mindestens drei
lineare () Bewegungsabschnitte (, ,) umfasst, wobei sich an einen vorzugsweise
vom Bezugspunkt () ausgehenden ersten Bewegungsabschnitt (), der einen
Übergang zwischen Iris () und Lederhaut des Auges zweimal schneidet ein zweiter
Bewegungsabschnitt () anschließt, der die Mittelsenkrechte () einer ersten Sekante
10 () enthält, welche der erste Bewegungsabschnitt () bezüglich der Iris bildet, wobei
der dritte Bewegungsabschnitt () seinerseits auf dem zweiten Bewegungsabschnitt ()
senkrecht steht und entweder durch das Zentrum der während des zweiten
Bewegungsabschnitts über die erfassten Grauwerte bestimmten Pupille verläuft
oder eine vom zweiten Bewegungsabschnitt bezüglich der Iris gebildete zweite
15 Sekante () mittig schneidet.

8. Verfahren nach Punkt 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Punkt, an
dem der dritte Bewegungsabschnitt () die Iris zum zweiten Mal schneidet als
Startpunkt () für den Abtastvorgang zur genauen Bestimmung der Pupillen- oder
20 Makulamitte () herangezogen wird.

9. Verfahren nach einem der Punkte 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet,
daß zur Feinbestimmung der Makulamitte () und/oder -struktur der Scanstrahl
ausgehend von den bei der Bestimmung der Pupillenmitte () erhaltenen
25 Koordinaten auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen
oder Ellipsen so lange nach außen bewegt wird, wobei diese Bewegungen so lange
wiederholt werden, bis eindeutige Werte zur Festlegung des Durchmessers
und/oder der Mitte der Makula vorliegen.

30 10. Verfahren nach Punkt 9, dadurch gekennzeichnet, daß der
zweidimensionale Scanvorgang zur Feinbestimmung der Makulamitte () und/oder -
struktur abgebrochen wird, wenn die bei einem zusammenhängenden, zumindest
360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt () erfassten Grauwerte mehrfach
einen Signalsprung von WEISS auf SCHWARZ und umgekehrt aufweisen.

11. Verfahren nach einem der Punkte 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung der räumlichen Position des Auges bezüglich des optischen Systems () zusätzlich die Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Systems () ermittelt wird, und dass auf der Basis der Abweichungen der ermittelten Lagedaten (Koordinaten ; Sequenz von Koordinaten) dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten Lagedaten (Koordinaten ; Sequenz von Koordinaten) das Bewegungsmuster des Abtast- und/oder Projektionsstrahlengangs () derart nachjustiert wird, dass die Abweichung zu null wird.

12. Verfahren nach Punkt 11, dadurch gekennzeichnet, dass das Bild zumindest ausgewählter Bereiche der Retina, in einem Zwischenspeicher (map) beispielsweise in Form eines die Koordinaten wiedergebenden Datensatzes abgelegt wird, und dass zur Bestimmung der räumlichen Position des Auges bezüglich des optischen Systems () ein Vergleich des abgelegten Datensatzes mit einem Datensatz vorgenommen wird, der bei einem aktuellen Scanvorgang beim Überstreichen der Retina gewonnen wird.

13. Verfahren nach Punkt 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß als charakteristischer Bereich der Blinde Fleck des Auges herangezogen wird.

14. Verfahren nach Punkt 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß als charakteristischer Bereich zumindest ein ausgewählter Abschnitt der Randstruktur der Retina () herangezogen wird.

15. Verfahren nach Punkte 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß als charakteristischer Bereich zumindest ein Abschnitt der Gefäßstruktur der Retina herangezogen wird.

16. Verfahren nach einem der Punkte 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Scanstrahlengang zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarotbereich arbeitet.

17. Vorrichtung zur Anpassung eines optischen Systems, insbesondere eines Systems zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, an die Blickrichtung des Auges, wobei das

optische System ein Scansystem zur Abtastung des Auges, insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen entsprechend einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet und/oder projiziert, gekennzeichnet durch

a) eine Einrichtung, mit der das Bewegungsmuster () des Scanstrahlengangs () je nach Bedarf und im Takt der Zyklen veränderbar ist, um eine Bestimmung der Pupillenmitte () und/oder der Makulamitte () vorzunehmen; und

b) eine Einrichtung () zur Nachführung des optischen Zentrums des Bewegungsmusters des Abtast- und/oder Projektionsstrahlengangs in die ermittelte Pupillen-() oder Makulamitte ().

18. Vorrichtung nach Punkt 17, gekennzeichnet durch eine zweidimensional arbeitende Scaneinrichtung () und eine Auswerteeinrichtung (), mit der die vom Abtaststrahl () erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten () auswertbar sind.

19. Vorrichtung nach Punkt 18, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung (), in der die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte () bezüglich eines Bezugspunkts am optischen System () speicherbar sind.

20. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 19, gekennzeichnet durch eine Strahl-Leitanordnung (), mit der der Scan- und/oder Projektionsstrahl entsprechend dem Bewegungsmuster steuerbar ist, und durch eine Justiereinrichtung, mit der eine neutrale Mittelstellung der Strahl-Leitanordnung () unter Heranziehung der Veränderung der Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte nachführbar ist.

21. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 20, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung, mit der die Grob-Koordinaten der Pupillenmitte () entsprechend einer Grobbestimmung ihrer Lage speicherbar sind.

22. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 21, gekennzeichnet durch eine Strahl-Leitanordnung, mit der der Scanstrahl auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen oder Ellipsen bewegbar ist.

23. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 22, gekennzeichnet durch

eine Einrichtung zur Bestimmung der Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina () bezüglich des optischen Systems (),

eine Vergleichereinrichtung, mit der die Abweichung der ermittelten Koordinaten () dieses charakteristischen Bereichs von einem zuvor gespeicherten Wertepaar bestimmbar ist, und

eine Nachjustiereinrichtung, mit der das das Bewegungsmuster des Scan- oder Projektionsstrahls derart nachjustierbar ist, dass die Abweichung zu null wird.

24. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß der Scanstrahl zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarotbereich arbeitet.

25. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 24, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Überspielung von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina.

26. Vorrichtung nach einem der Punkte 17 bis 24, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem System, zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallendes Bildes mit der momentanen Blickrichtung.

27. Verfahren zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen einem optischen System, insbesondere einem System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, und dem optischen System des Auges, wobei das optische System ein Scansystem () zur Abtastung des Auges, insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen gemäß einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet und/oder projiziert, dadurch gekennzeichnet, daß

a) das Bewegungsmuster () des Scanstrahls () in Abstimmung mit den Abtastzyklen, vorzugsweise je nach Bedarf und im Takt der Zyklen und gegebenenfalls in modifizierter Form zur Bestimmung der Koordinaten () der momentanen Pupillenmitte () und/oder der Makulamitte () herangezogen wird; und

b) die Lageveränderung auf der Basis eines Vergleichs der Koordinaten der momentanen Pupillen- und/oder Makulamitte () mit den zuletzt gespeicherten Koordinaten () bestimmt wird.

28. Verfahren nach Punkt 27, dadurch gekennzeichnet, dass zur Bestimmung der Veränderung der räumlichen Relativlage des Auges bezüglich des optischen Systems () zusätzlich die Veränderung der Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs () der Retina bezüglich des optischen Systems () herangezogen wird, indem die momentanen Lagedaten (Koordinaten) dieses charakteristischen Bereichs () mit zuvor gespeicherten Daten (Koordinaten) in Beziehung gesetzt werden.

29. Verfahren nach Punkt 27 oder 28, dadurch gekennzeichnet, daß in vorbestimmten Zyklen gespeicherte Daten (Koordinaten) durch die neu gewonnene Daten (Koordinaten) der momentanen Relativlage des optischen Systems des Auges überschrieben werden.

30. Verfahren nach einem der Punkte 27 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass zur Gewinnung der Daten, auf deren Basis die Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen System, insbesondere dem System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, und dem optischen System des Auges, bestimmt wird, die Verfahrensschritte der Punkte 2 bis 16 herangezogen werden.

31. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Punkte 27 bis 30, gekennzeichnet durch

a) eine Einrichtung, mit der das Bewegungsmuster () des Scanstrahls () je nach Bedarf und im Takt der Zyklen veränderbar ist, um eine Bestimmung der Pupillenmitte () und/oder der Makulamitte () vorzunehmen; und

b) eine Einrichtung () zur Ermittlung der Lageveränderung auf der Basis eines Vergleichs der Koordinaten der momentanen Pupillen- und/oder Makulamitte () mit den zuletzt gespeicherten Koordinaten ().

32. Vorrichtung nach Punkt 31, gekennzeichnet durch eine zweidimensional arbeitende Scaneinrichtung () und eine Auswerteeinrichtung (),

mit der die vom Abtaststrahl () erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten () auswertbar sind.

5. 33. Vorrichtung nach Punkt 31 oder 32, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung (), in der die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte () bezüglich eines Bezugspunkts am optischen System () speicherbar sind.

- 10 34. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 33, gekennzeichnet durch eine Strahl-Leitanordnung (), mit der der Scan- und/oder Projektionsstrahl entsprechend dem Bewegungsmuster steuerbar ist, und durch eine Justiereinrichtung, mit der eine neutrale Mittelstellung der Strahl-Leitanordnung () unter Heranziehung der Veränderung der Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte nachführbar ist.

- 15 35. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 34, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung, mit der die Grob-Koordinaten der Pupillenmitte () entsprechend einer Grobbestimmung ihrer Lage speicherbar sind.

- 20 33. Vorrichtung nach einem der Punkte 28 bis 32, gekennzeichnet durch eine Strahl-Leitanordnung, mit der der Scanstrahl auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen oder Ellipsen bewegbar ist.

- 25 34. Vorrichtung nach einem der Punkte 28 bis 33, gekennzeichnet durch eine Einrichtung zur Bestimmung der Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina () bezüglich des optischen Systems (), eine Vergleichereinrichtung, mit der die Abweichung der ermittelten Koordinaten () dieses charakteristischen Bereichs von einem zuvor gespeicherten Wertepaar bestimmbar ist.

- 30 35. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 34, dadurch gekennzeichnet, daß der Scanstrahl zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarothbereich arbeitet.

- 35 36. Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 35, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise

kontinuierlichen lagegenauen Überspielung von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina.

Vorrichtung nach einem der Punkte 31 bis 35, gekennzeichnet durch die
5 Verwendung in einem System, zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallendes Bildes mit der momentanen Blickrichtung.

10 38. Verfahren zur Anpassung eines optischen Scan- und/oder Projektionssystems an die Ausrichtung eines Auges, wobei

- das Zentrum eines in vorbestimmten Zyklen ausgeführten Bewegungsmusters einer Scan- und/oder Projektionsbewegung, das ein Ausgangs- bzw. Endpunkt eines Strahlengangs des vom Auge zurückreflektierten, vom
15 Scansystem erfaßten Lichtes bzw. des vom Projektionssystem in das Auge projizierten Lichtes quasi zweidimensional im Auge beschreibt, wenn der Strahlengang gemäß der Scan- bzw. Projektionsbewegung zeitlich verändert wird, in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges verlegt wird; nachdem

- das Bewegungsmuster der Scanbewegung in Abstimmung mit den
20 vorbestimmten Zyklen zur Bestimmung der Pupillenmitte bzw. Makulamitte herangezogen worden ist.

39. Verfahren nach Punkt 38, wobei das Informationsgehalt des während der Scanbewegung erfaßten Lichtes dazu herangezogen wird, zeitliche Änderungen
25 der Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges zu ermitteln, um das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung auf der Basis der ermittelten Änderung der Relativlage der zeitlichen Lageveränderungen des optischen System des Auges nachzuführen.

30 40. Verfahren nach Punkt 38 oder 39, wobei das optische Scan- und/oder Projektionssystem ein System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation ist.

41. Verfahren nach einem der Punkte 38-40, wobei das
35 Bewegungsmuster der Scanbewegung im Takt der vorbestimmten Zyklen und/oder in modifizierter Form zur Bestimmung der Pupillenmitte bzw. Makulamitte herangezogen wird.

42. Verfahren nach einem der Punkte 38-41, wobei der Informationsgehalt, vorzugsweise als Grauwerte, des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes in zwei Koordinaten ausgewertet wird, um die Pupillen- bzw. Makulamitte zu bestimmen.

5

43. Verfahren nach einem der Punkte 38-42, wobei das Bewegungsmuster der Scanbewegung zumindest abschnittsweise mehrfach, insbesondere so lange wiederholt durchfahren wird, bis eindeutige Werte für die Koordinaten der Pupillen- bzw. Makulamitte vorliegen.

10

44. Verfahren nach einem der Punkte 38-43, wobei dem Bewegungsmuster der Scanbewegung zur Bestimmung der Pupillen- bzw. Makulamitte ein Startmuster vorgeschaltet wird, das durch Auswertung des Informationsgehalts, vorzugsweise der Grauwerte, des vom Scansystem erfaßten Lichtes in zwei Koordinaten zur Grobbestimmung der Koordinaten der Pupillenmitte herangezogen wird.

15

45. Verfahren nach Punkt 44, wobei das Startmuster von einem Bezugspunkt am optischen Scan- und/oder Projektionssystems ausgeht.

20

46. Verfahren nach Punkt 44 oder 45, wobei die bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte ermittelten Koordinaten bei der Festlegung des Bewegungsmusters einer anschließenden Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillen- oder Makulamitte verwendet werden.

25

47. Verfahren nach einem der Punkte 44-46, wobei das Startmuster zur Grobbestimmung der Pupillenmitte mindestens drei lineare Bewegungsabschnitte umfaßt, wobei sich an einen vorzugsweise vom Bezugspunkt ausgehenden ersten Bewegungsabschnitt, der einen Übergang zwischen Iris und Lederhaut des Auges zweimal schneidet, ein zweiter Bewegungsabschnitt anschließt, der entlang der Mittelsenkrechte einer ersten Sekante verläuft, welche dem ersten Bewegungsabschnitt zwischen den beiden Iris/Lederhaut-Übergängen entspricht, und wobei der dritte Bewegungsabschnitt seinerseits auf dem zweiten Bewegungsabschnitt senkrecht steht und entweder durch das Zentrum der während des zweiten Bewegungsabschnitts über den Informationsgehalt, vorzugsweise über die Grauwerte, des erfaßten Lichtes bestimmten Pupille verläuft oder eine vom zweiten Bewegungsabschnitt bezüglich zweier Iris/Lederhaut-Übergänge gebildete zweite Sekante mittig schneidet.

30

35

48. Verfahren nach einem der Punkte 38-47, wobei zur Feinbestimmung der Pupillenmitte eine Scanbewegung im Muster einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrischer Kreise oder Ellipsen um grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte ausgeführt wird.

40

49. Verfahren nach Punkt 48, wobei zuvor gespeicherte Koordinaten der Pupillenmitte als grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte verwendet werden.

5 50. Verfahren nach Punkt 48, wobei grobbestimmte Momentankoordinaten der Pupillenmitte als grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte verwendet werden.

10 51. Verfahren nach einem der Punkte 48-50, wobei die grobbestimmenden Koordinaten der Pupillenmitte anhand des Informationsgehalts, vorzugsweise anhand der Grauwerte, des während der Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillenmitte erfaßten Lichtes rekursiv verfeinert werden.

15 52. Verfahren nach einem der Punkte 48-51, wobei die Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillenmitte abgebrochen wird, wenn die Werte, insbesondere die Grauwerte, des bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfaßten Lichtes nicht außerhalb eines vorbestimmten Bereichs fallen.

20 53. Verfahren nach Punkt 47, wobei der Punkt, an dem der dritte Bewegungsabschnitt einen Iris/Pupillen-Übergang zum zweiten Mal überquert, als Startpunkt für eine Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillen- oder Makulamitte herangezogen wird.

25 54. Verfahren nach einem der Punkte 38-53, wobei zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur eine von den bei der Bestimmung der Pupillenmitte erhaltenen Koordinaten ausgehende, radial wachsende Scanbewegung im Muster einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrischer Kreisen oder Ellipsen so lange ausgeführt und/oder wiederholt wird, bis der
30 Informationsgehalt, vorzugsweise die Grauwerte, des während der radial wachsenden Scanbewegung erfaßten Lichtes einen eindeutigen Hinweis auf den Durchmesser und/oder die Mitte der Makula liefert.

35 55. Verfahren nach Punkt 54, wobei die Scanbewegung zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur abgebrochen wird, wenn der Informationsgehalt, vorzugsweise die Grauwerte, des bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfaßten Lichtes mehrfach einen deutlichen Signalsprung von einem hellen Wert auf einen dunklen Wert und umgekehrt aufweist.

40 56. Verfahren nach einem der Punkte 38-55, wobei die Relativlage mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems ermittelt wird, und daß die Abweichungen ermittelter Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten
45 Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs zur Bestimmung der räumlichen Lage

des Auges bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems herangezogen werden.

5 57. Verfahren nach einem der Punkte 38-56, wobei das
Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung entsprechend den
Abweichungen ermittelter Lagedaten mindestens eines charakteristischen Bereichs
der Retina von zuvor gespeicherten Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs
nachjustiert wird, um das Zentrum des Bewegungsmusters der Scan- und/oder
10 Projektionsbewegung, das zuvor in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges lag,
erneut in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges zu verlegen, und/oder um das
Bewegungsmuster der zeitlichen Lageänderungen des optischen System des Auges
nachzuführen.

15 58. Verfahren nach einem der Punkte 38-57, wobei eine Darstellung
zumindest ausgewählter Bereiche der Retina erfaßt und in einem Zwischenspeicher
abgelegt wird, und daß zur Bestimmung einer Veränderung der räumlichen
Position des Auges ein Vergleich der abgelegten Darstellung mit Informationen
vorgenommen wird, die aus von der Retina abgetastetem, während einer aktuellen
20 Scanbewegung erfaßtem Licht gewonnen werden.

59. Verfahren nach einem der Punkte 56-58, wobei die Iris, die
Lederhaut, die Hornhaut und/oder eine andere Struktur des Auges anstelle der
Retina oder zusammen mit der Retina herangezogen wird.

25 60. Verfahren nach Punkte 56 oder 57, wobei als charakteristischer
Bereich zumindest ein Abschnitt der Gefäßstruktur der Retina herangezogen wird.

61. Verfahren nach einem der Punkte 38-60, wobei Licht im sichtbaren
und/oder im Infrarotbereich vom Scansystem erfaßt wird.

30 62. Vorrichtung zur Anpassung eines optischen Scan- und/oder
Projektionssystems an die Ausrichtung eines Auge, mit
- einer Verlegeeinrichtung, die das Zentrum eines in vorbestimmten
Zyklen ausgeführten Bewegungsmusters einer Scan- und/oder
35 Projektionsbewegung, das ein Ausgangs- bzw. Endpunkt eines Strahlengangs des
vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes bzw. des vom
Projektionssystem in das Auge projizierten Lichtes quasi zweidimensional im Auge
beschreibt, wenn der Strahlengang gemäß der Scan- bzw. Projektionsbewegung
zeitlich verändert wird, in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges nachführt;
40 und

- einer Bestimmungseinrichtung, die das Bewegungsmuster der
Scanbewegung in Abstimmung mit den vorbestimmten Zyklen heranzieht, um die
Pupillenmitte bzw. Makulamitte zu bestimmen.

63. Vorrichtung nach Punkt 62, mit einer Nachführeinrichtung, die das Informationsgehalt des während der Scanbewegung erfaßten Lichtes dazu heranzieht, zeitliche Änderungen der Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges zu ermitteln, um das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung auf der Basis der ermittelten Änderung der Relativlage der zeitlichen Lageveränderungen des optischen System des Auges nachzuführen.

64. Vorrichtung nach Punkt 62 oder 63, wobei das optische Scan- und/oder Projektionssystem ein System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation ist.

65. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-64, wobei die Bestimmungseinrichtung das Bewegungsmuster der Scanbewegung im Takt der vorbestimmten Zyklen und/oder in modifizierter Form zur Bestimmung der Pupillenmitte bzw. Makulamitte heranzieht.

66. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-65, mit einer Auswerteeinrichtung, mit der der Informationsgehalt, vorzugsweise als Grauwerte, des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes in zwei Koordinaten auswertbar ist.

67. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-66, die das Bewegungsmuster der Scanbewegung zumindest abschnittsweise mehrfach, insbesondere so lange wiederholt durchfährt, bis eindeutige Werte für die Koordinaten der Pupillen- bzw. Makulamitte vorliegen.

68. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-67, die dem Bewegungsmuster der Scanbewegung zur Bestimmung der Pupillen- bzw. Makulamitte ein Startmuster vorschaltet, das durch Auswertung des Informationsgehalts, vorzugsweise der Grauwerte, des vom Scansystem erfaßten Lichtes in zwei Koordinaten zur Grobbestimmung der Koordinaten der Pupillenmitte herangezogen wird.

69. Vorrichtung nach Punkt 68, mit einem Bezugspunkt, von dem das Startmuster ausgeht.

70. Vorrichtung nach Punkt 68 oder 69, die die bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte ermittelten Koordinaten bei der Festlegung des Bewegungsmusters einer anschließenden Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillen- oder Makulamitte verwendet.

71. Vorrichtung nach einem der Punkte 68-70, wobei das Startmuster zur Grobbestimmung der Pupillenmitte mindestens drei lineare Bewegungsabschnitte umfaßt, wobei sich an einen vorzugsweise vom Bezugspunkt

ausgehenden ersten Bewegungsabschnitt, der einen Übergang zwischen Iris und Lederhaut des Auges zweimal schneidet, ein zweiter Bewegungsabschnitt anschließt, der entlang der Mittelsenkrechte einer ersten Sekante verläuft, welche dem ersten Bewegungsabschnitt zwischen den beiden Iris/Lederhaut-Übergängen entspricht, und wobei der dritte Bewegungsabschnitt seinerseits auf dem zweiten Bewegungsabschnitt senkrecht steht und entweder durch das Zentrum der während des zweiten Bewegungsabschnitts über den Informationsgehalt, vorzugsweise über die Grauwerte, des erfaßten Lichtes bestimmten Pupille verläuft oder eine vom zweiten Bewegungsabschnitt bezüglich zweier Iris/Lederhaut-Übergänge gebildete zweite Sekante mittig schneidet.

72. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-71, die zur Feinbestimmung der Pupillenmitte eine Scanbewegung im Muster einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrischer Kreise oder Ellipsen um grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte ausführt.

73. Vorrichtung nach Punkt 72, wobei zuvor gespeicherte Koordinaten der Pupillenmitte als grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte verwendet werden.

74. Vorrichtung nach Punkt 72, wobei grobbestimmte Momentankoordinaten der Pupillenmitte als grobbestimmende Koordinaten der Pupillenmitte verwendet werden.

75. Vorrichtung nach einem der Punkte 72-74, die die grobbestimmenden Koordinaten der Pupillenmitte anhand des Informationsgehalts, vorzugsweise anhand der Grauwerte, des während der Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillenmitte erfaßten Lichtes rekursiv verfeinert.

76. Vorrichtung nach einem der Punkte 72-75, die die Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillenmitte abbricht, wenn die Werte, insbesondere die Grauwerte, des bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt erfaßten Lichtes nicht außerhalb eines vorbestimmten Bereichs fallen.

77. Vorrichtung nach Punkt 71, die den Punkt, an dem der dritte Bewegungsabschnitt einen Iris/Pupillen-Übergang zum zweiten Mal überquert, als Startpunkt für eine Scanbewegung zur Feinbestimmung der Pupillen- oder Makulamitte heranzieht.

78. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-77, die zur Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur eine von den bei der Bestimmung der Pupillenmitte erhaltenen Koordinaten ausgehende, radial wachsende Scanbewegung im Muster einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrischer Kreisen oder Ellipsen so lange ausführt und/oder wiederholt, bis der

Informationsgehalt, vorzugsweise die Grauwerte, des während der radial wachsenden Scanbewegung erfaßten Lichtes einen eindeutigen Hinweis auf den Durchmesser und/oder die Mitte der Makula liefert.

5 79. Vorrichtung nach Punkt 78, die die Scanbewegung zur
Feinbestimmung der Makulamitte und/oder -struktur abbricht, wenn der
Informationsgehalt, vorzugsweise die Grauwerte, des bei einem
zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt
10 erfaßten Lichtes mehrfach einen deutlichen Signalsprung von einem hellen Wert
auf einen dunklen Wert und umgekehrt aufweist.

 80. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-79, die die Relativlage
mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen
Scan- und/oder Projektionssystems ermittelt, und daß die Abweichungen ermittelter
15 Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten Lagedaten
dieses charakteristischen Bereichs zur Bestimmung der räumlichen Lage des Auges
bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems heranzieht.

 81. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-80, die eine Darstellung
20 zumindest ausgewählter Bereiche der Retina erfaßt und in einem Zwischenspeicher
ablegt, und zur Bestimmung einer Veränderung der räumlichen Position des Auges
einen Vergleich der abgelegten Darstellung mit Informationen vornimmt, die die
Vorrichtung aus von der Retina abgetastetem, während einer aktuellen
Scanbewegung erfaßtem Licht gewonnen hat.

25 82. Vorrichtung nach einem der Punkte 79-81, die die Iris, die
Lederhaut, die Hornhaut und/oder eine andere Struktur des Auges anstelle der
Retina oder zusammen mit der Retina heranzieht

30 83. Vorrichtung nach Punkt 79 oder 80, die als charakteristischer
Bereich zumindest ein Abschnitt der Gefäßstruktur der Retina heranzieht.

 84. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-83, wobei Licht im
sichtbaren und/oder im Infrarotbereich vom Scansystem erfaßt wird.

35 85. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-84, mit einer
Speichereinrichtung, in der die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte
bezüglich eines Bezugspunkts am optischen Scan- und/oder Projektionssystem
speicherbar sind.

40 86. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-85, mit einer Strahl-
Leitanordnung, mit der der Strahlengang des vom Scansystem erfaßten und/oder
des vom Projektionssystem projizierten Lichtes entsprechend dem
Bewegungsmuster der Scan- bzw. Projektionsbewegung steuerbar ist, und einer
45 Justiereinrichtung, mit der eine neutrale Mittelstellung der Strahl-Leitanordnung

unter Heranziehung der Veränderung der Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte nachführbar ist.

5 87. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-86, mit einer Strahl-Leitanordnung, die den Strahlengang des vom Scansystem erfaßten Lichtes derart steuern kann, daß er eine Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder konzentrische Kreise oder Ellipsen im Auge beschreibt.

10 88. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-87, mit einer Speichereinrichtung, mit der die Grobkoordinaten der Pupillenmitte entsprechend einer Grobbestimmung ihrer Lage speicherbar sind.

15 89. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-88, mit
- einer Einrichtung zur Bestimmung der Relativlage mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems,
- einer Vergleichereinrichtung, mit der die Abweichungen ermittelter Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs zur Bestimmung der räumlichen Lage des Auges
20 bezüglich des optischen Scan- und/oder Projektionssystems herangezogen werden können.

25 90. Vorrichtung nach einem der Punkte 62-89, mit einer Nachjustiereinrichtung, mit der das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung entsprechend den Abweichungen ermittelter Lagedaten mindestens eines charakteristischen Bereichs der Retina von zuvor gespeicherten Lagedaten dieses charakteristischen Bereichs nachjustiert werden kann, um das Zentrum des Bewegungsmusters der Scan- und/oder Projektionsbewegung, das zuvor in die Pupillen- oder Makulamitte des Auges lag, erneut in die Pupillen- oder
30 Makulamitte des Auges zu verlegen, und/oder um das Bewegungsmuster der zeitlichen Lageänderungen des optischen System des Auges nachzuführen.

35 91. Verfahren zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen einem optischen Scan- und/oder Projektionssystem und dem optischen System eines Auges, wobei
- ein Bewegungsmuster einer Scanbewegung, das ein Ausgangspunkt eines Strahlengangs des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes quasi zweidimensional im Auge beschreibt, wenn der Strahlengang gemäß
40 der Scanbewegung zeitlich verändert wird, dazu herangezogen wird, die momentanen Koordinaten der Pupillen- und/oder Makulamitte des Auges zu bestimmen; und

- die Veränderung der Relativlage auf der Basis eines Vergleichs der momentanen Koordinaten der Pupillen- und/oder Makulamitte mit zuvor gespeicherten Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte bestimmt wird.

- 5 92. Verfahren nach Punkt 91, wobei das optische Scan- und/oder Projektionssystem ein System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation ist.

- 10 93. Verfahren nach Punkt 91 oder 92, wobei zur Bestimmung der Relativlage und/oder der Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen Scan- und/oder Projektionssystem und dem optischen System des Auges mindestens eines der Verfahrensschritte und/oder Verfahrensmerkmale der Punkte 41-61 herangezogen wird.

- 15 94. Verfahren nach Punkt einem der Punkte 91-93, wobei das Informationsgehalt des während der Scanbewegung erfaßten Lichtes dazu herangezogen wird, zeitliche Änderungen der Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges zu ermitteln, und das Bewegungsmuster der Scanbewegung und/oder einer Projektionsbewegung unter Heranziehung ermittelter Änderungen der Relativlage der zeitlichen Lageveränderungen des optischen System des Auges nachgeführt wird.

- 20 95. Verfahren nach einem der Punkte 91-94, wobei Kenntnisse über die Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges dazu herangezogen werden, das Bewegungsmuster der Scanbewegung und/oder einer Projektionsbewegung relativ zum optischen System des Auges zu positionieren.

- 30 96. Vorrichtung zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen einem optischen Scan- und/oder Projektionssystem und dem optischen System eines Auges, mit

- 35 - einer ersten Bestimmungseinrichtung, die ein Bewegungsmuster einer Scanbewegung, das ein Ausgangspunkt eines Strahlengangs des vom Auge zurückreflektierten, vom Scansystem erfaßten Lichtes quasi zweidimensional im Auge beschreibt, wenn der Strahlengang gemäß der Scanbewegung zeitlich verändert wird, dazu heranzieht, die momentanen Koordinaten der Pupillen- und/oder Makulamitte des Auges zu bestimmen; und

- 40 - einer zweiten Bestimmungseinrichtung, die die Veränderung der Relativlage auf der Basis eines Vergleichs der momentanen Koordinaten der Pupillen- und/oder Makulamitte mit zuvor gespeicherten Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte bestimmt.

97. Vorrichtung nach Punkt 96, wobei das optische Scan- und/oder Projektionssystem ein System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation ist.

5 98. Vorrichtung nach Punkt 96 oder 97, die zur Bestimmung der Relativlage und/oder der Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen Scan- und/oder Projektionssystem und dem optischen System des Auges mindestens eines der Vorrichtungsmerkmale der Punkte 62-90 umfaßt.

10 99. Vorrichtung nach einem der Punkte 96-98, mit einer Nachführeinrichtung, die das Informationsgehalt des während der Scanbewegung erfaßten Lichtes dazu heranzieht, zeitliche Änderungen der Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges zu ermitteln, um das Bewegungsmuster der Scan- und/oder Projektionsbewegung auf
15 der Basis der ermittelten Änderung der Relativlage der zeitlichen Lageveränderungen des optischen System des Auges nachzuführen.

100. Vorrichtung nach einem der Punkte 96-99, mit einer Positioniereinrichtung, die Kenntnisse über die Relativlage des optischen Scan- und/oder Projektionssystems zum optischen System des Auges dazu heranzieht, das
20 Bewegungsmuster der Scanbewegung und/oder einer Projektionsbewegung relativ zum optischen System des Auges zu positionieren.

101. Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Projektion von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina, mit einer Vorrichtung nach einem der Punkte 62-90 oder 96-100.
25

102. System zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallenden Bildes mit der momentanen Blickrichtung, mit einer Vorrichtung nach einem der Punkte 62-90 oder 96-100.
30

103. Verwendung einer Vorrichtung nach einem der Punkte 62-90 oder 96-100 in einem Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Projektion von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina.
35

104. Verwendung einer Vorrichtung nach einem der Punkte 62-90 oder 96-100 in einem System zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallenden Bildes mit der momentanen Blickrichtung.
40

Ansprüche

5 1. Verfahren zur Anpassung eines optischen Systems,
insbesondere eines Systems zur Abgabe von Signalen in
Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender
Bildinformation, an die Blickrichtung des Auges, wobei das
optische System ein Scansystem zur Abtastung des Auges,
10 insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen
gemäß einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet und/oder
eine Projektion vornimmt, dadurch gekennzeichnet, daß
a) das Bewegungsmuster (BM, 1138) des Scanstrahlengangs
(331; 1138; 1832; 1830; 1930; 2030; 2130) in Abstimmung mit
15 den Abtastzyklen, vorzugsweise je nach Bedarf im Takt der
Zyklen und gegebenenfalls in modifizierter Form zur
Bestimmung der Pupillenmitte (PM) und/oder der Makulamitte
(MM) herangezogen wird; und anschließend
b) das optische Zentrum des Bewegungsmusters in die
20 Pupillen-(PM) oder Makulamitte (MM) verlegt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß
die Erfassung bzw. Bestimmung der Pupillen- oder
Makulamitte (PM, MM) auf der Basis eines zweidimensionalen
25 Scanbewegungsmusters erfolgt, indem die beim Abtasten
erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten ausgewertet werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet,
dass das zweidimensionale Scanbewegungsmuster zumindest
30 abschnittsweise mehrfach, insbesondere so lange wiederholt
durchfahren wird, bis eindeutige Werte für die Koordinaten
der Pupillen- oder Makulamitte (PM, MM) vorliegen.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß
35 der zweidimensionale Scanvorgang zur Bestimmung der
Pupillen- oder Makulamitte (PM, MM) abgebrochen wird, wenn
sich die bei einem zusammenhängenden, zumindest 360°

durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt (K_1, K_2, \dots, K_n) erfassten Grauwerte nicht mehr über einen vorgegebenen Schwellwert hinaus verändert haben.

- 5 5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß dem Bewegungsmuster des Scanstrahls zur Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte ein Startmuster (BM_1, BM_2, BM_3) vorgeschaltet wird, das von einem Bezugspunkt (MS) am optischen System (420A) ausgeht und
- 10 durch Auswertung der vom Abtaststrahlengang erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten zur Grobbestimmung der Pupillenmitte (XPMG, YPMG) herangezogen wird.
- 15 6. Verfahren nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die bei der Grobbestimmung der Pupillenmitte (PMG) ermittelten Werte bei der Festlegung des Bewegungsmusters für die anschließende Abtastbewegung zur genauen Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte (PM, MM) verwendet werden.
- 20 7. Verfahren nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß das Bewegungsmuster zur Grobbestimmung der Pupillenmitte (PM) mindestens drei lineare Bewegungsabschnitte (BM_1, BM_2, BM_3) umfasst, wobei sich an einen vorzugsweise vom Bezugspunkt (MS) ausgehenden ersten
- 25 Bewegungsabschnitt (BM_1), der einen Übergang zwischen Iris (485) und Lederhaut (428) des Auges zweimal schneidet ein zweiter Bewegungsabschnitt (BM_2) anschließt, der die Mittelsenkrechte einer ersten Sekante enthält, welche der erste Bewegungsabschnitt (BM_1) bezüglich der Iris (485)
- 30 bildet, wobei der dritte Bewegungsabschnitt (BM_3) seinerseits auf dem zweiten Bewegungsabschnitt (BM_2) senkrecht steht und entweder durch das Zentrum der während des zweiten Bewegungsabschnitts über die erfassten Grauwerte bestimmten Pupille verläuft oder eine vom zweiten
- 35 Bewegungsabschnitt (BM_2) bezüglich der Iris (485) gebildete zweite Sekante mittig schneidet.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß der Punkt, an dem der dritte Bewegungsabschnitt (BM3) die Iris (485) zum zweiten Mal schneidet als Startpunkt für den Abtastvorgang zur genauen Bestimmung der Pupillen- oder Makulamitte (PM, MM) herangezogen wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, daß zur Feinbestimmung der Makulamitte (MM) und/oder -struktur der Scanstrahlengang ausgehend von den bei der Bestimmung der Pupillenmitte (PM) erhaltenen Koordinaten auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen (K1, K2, ..., Kn) oder Ellipsen so lange nach außen bewegt wird, bis eindeutige Werte zur Festlegung des Durchmessers und/oder der Mitte der Makula vorliegen.

10. Verfahren nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß der zweidimensionale Scanvorgang zur Feinbestimmung der Makulamitte (MM) und/oder -struktur abgebrochen wird, wenn die bei einem zusammenhängenden, zumindest 360° durchlaufenden Scanbewegungsabschnitt () erfassten Grauwerte mehrfach einen Signalsprung von WEISS auf SCHWARZ und umgekehrt aufweisen.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß zur Bestimmung der räumlichen Position des Auges bezüglich des optischen Systems (420A) zusätzlich die Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs (687A, 688) der Retina bezüglich des optischen Systems ermittelt wird, und dass auf der Basis der Abweichungen der ermittelten Lagedaten (Koordinaten ; Sequenz von Koordinaten) dieses charakteristischen Bereichs von zuvor gespeicherten Lagedaten (Koordinaten ; Sequenz von Koordinaten) das Bewegungsmuster des Abtast- und/oder Projektionsstrahlengangs derart nachjustiert wird, dass die Abweichung zu null wird.

12. Verfahren nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet,
dass das Bild zumindest ausgewählter Bereiche der Retina,
in einem Zwischenspeicher (map) beispielsweise in Form
5 eines die Koordinaten wiedergebenden Datensatzes (m x n-
Speicher) abgelegt wird, und dass zur Bestimmung der
räumlichen Position des Auges bezüglich des optischen
Systems ein Vergleich des abgelegten Datensatzes mit einem
Datensatz vorgenommen wird, der bei einem aktuellen
10 Scanvorgang beim Überstreichen der Retina gewonnen wird.

13. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekenn-
zeichnet, daß als charakteristischer Bereich der Blinde
Fleck (988; 1088) des Auges herangezogen wird.

14. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, dadurch gekenn-
zeichnet, daß als charakteristischer Bereich zumindest ein
ausgewählter Abschnitt der Randstruktur der Retina und/oder
der Makula herangezogen wird.

15. Verfahren nach Ansprüchen 11 oder 12, dadurch gekenn-
zeichnet, daß als charakteristischer Bereich zumindest ein
Abschnitt der Gefäßstruktur (987A) der Retina herangezogen
wird.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch
gekennzeichnet, daß der Scanstrahlengang zur Bestimmung der
Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarotbereich arbeitet.

17. Vorrichtung zur Anpassung eines optischen Systems,
insbesondere eines Systems zur Abgabe von Signalen in
Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender
Bildinformation, an die Blickrichtung des Auges, wobei das
optische System ein Scansystem zur Abtastung des Auges,
insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen
entsprechend einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet
und/oder projiziert, gekennzeichnet durch

- a) eine Einrichtung, mit der das Bewegungsmuster (BM, 1138) des Scanstrahlengangs je nach Bedarf und im Takt der Zyklen veränderbar ist, um eine Bestimmung der Pupillenmitte (PM) und/oder der Makulamitte (MM) vorzunehmen; und
- b) eine Einrichtung (ET, DSP, TH, TV, 1652H, 1652V, 1651IR) zur Nachführung des optischen Zentrums des Bewegungsmusters des Abtast- und/oder Projektionsstrahlengangs in die ermittelte Pupillen-(PM) oder Makulamitte (MM).

18. Vorrichtung nach Anspruch 17, gekennzeichnet durch eine zweidimensional arbeitende Scaneinrichtung und eine Auswerteeinrichtung, mit der die beim Abtasten erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten (X, Y) auswertbar sind.

19. Vorrichtung nach Anspruch 18, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung (DSP), in der die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte (PM, MM) bezüglich eines Bezugspunkts am optischen System speicherbar sind.

20. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 19, gekennzeichnet durch eine Strahlengang-Leitanordnung (854, 854A)), mit der der Scan- bzw. Abtast- und/oder Projektionsstrahl (SRO, SRU, SRO', SRU') entsprechend dem Bewegungsmuster steuerbar ist, und durch eine Justiereinrichtung, mit der eine neutrale Mittelstellung (C, C') der Strahlengang-Leitanordnung (854, 854A) unter Heranziehung der Veränderung der Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte nachführbar ist.

21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 20, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung (DSP), mit der die Grob-Koordinaten der Pupillenmitte (XPMG, YPMG) entsprechend einer Grobbestimmung ihrer Lage speicherbar sind.

22. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 21, gekennzeichnet durch eine Strahlengang-Leitanordnung, mit der der Scanstrahlengang auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen oder Ellipsen
5 bewegbar ist.

23. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 22, gekennzeichnet durch
eine Einrichtung zur Bestimmung der Relativlage mindestens
10 eines weiteren charakteristischen Bereichs (687A, 688) der Retina bezüglich des optischen Systems ,
eine Vergleichereinrichtung (DSP), mit der die Abweichung der ermittelten Koordinaten dieses charakteristischen Bereichs von einem zuvor gespeicherten Wertepaar bestimmbar
15 ist, und
eine Nachjustiereinrichtung (DSP, 854), mit der das das Bewegungsmuster des Scan- oder Projektionsstrahlengangs derart nachjustierbar ist, dass die Abweichung zu null wird.

20
24. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 23, dadurch gekennzeichnet, daß die für den Scanstrahlengang verwendete elektromagnetischen Wellen zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarotbereich liegen.

25
25. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 24, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem Informations-Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Überspielung von Information auf ausgewählte
30 Bildpunkte der Retina.

26. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 17 bis 24, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem System, zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente
35 eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallendes Bildes mit der momentanen Blickrichtung.

27. Verfahren zur Bestimmung der Veränderung der Relativlage zwischen einem optischen System, insbesondere einem System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von
5 auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, und dem optischen System des Auges, wobei das optische System ein Scansystem (851) zur Abtastung des Auges, insbesondere der Netzhaut, hat und in vorbestimmten Zyklen gemäß einem vorbestimmten Bewegungsmuster abtastet und/oder
10 projiziert, dadurch gekennzeichnet, daß
a) das Bewegungsmuster (BM, 1138) des Scanstrahlengangs (331; 1138; 1832, 1830; 1930; 2030; 2130) in Abstimmung mit den Abtastzyklen, vorzugsweise je nach Bedarf und im Takt der Zyklen und gegebenenfalls in modifizierter Form zur
15 Bestimmung der Koordinaten (XPM, YPM) der momentanen Pupillenmitte (PMA) und/oder der Makulamitte (MMA) herangezogen wird; und
b) die Lageveränderung auf der Basis eines Vergleichs der Koordinaten der momentanen Pupillen- und/oder Makulamitte
20 (MMN) mit den in einer Speichereinrichtung (DSP) bei einem vorangegangenen Abtastvorgang gespeicherten Koordinaten (XMMA, YMMA) bestimmt wird.

28. Verfahren nach Anspruch 27, dadurch gekennzeichnet,
25 daß zur Bestimmung der Veränderung der räumlichen Relativlage des Auges bezüglich des optischen Systems zusätzlich die Veränderung der Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs (687A, 688) der Retina bezüglich des optischen Systems herangezogen wird, indem
30 die momentanen Lagedaten (Koordinaten) dieses charakteristischen Bereichs mit in einem vorangegangenen Abtastvorgang in einer Speichereinrichtung (DSP) gespeicherten Daten (Koordinaten) in Beziehung gesetzt werden.

35

29. Verfahren nach Anspruch 27 oder 28, dadurch gekennzeichnet, daß in vorbestimmten Zyklen gespeicherte Daten

(Koordinaten) durch die neu gewonnene Daten (Koordinaten) der momentanen Relativlage des optischen Systems des Auges überschrieben werden.

30. Verfahren nach einem der Ansprüche 27 bis 29, dadurch gekennzeichnet, dass zur Gewinnung der Daten, auf deren Basis die Veränderung der Relativlage zwischen dem optischen System, insbesondere dem System zur Abgabe von Signalen in Abhängigkeit von auf die menschliche Netzhaut einfallender Bildinformation, und dem optischen System des Auges, bestimmt wird, die Verfahrensschritte der Ansprüche 2 bis 16 herangezogen werden.

31. Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 27 bis 30, gekennzeichnet durch

- a) eine Einrichtung, mit der das Bewegungsmuster des Scanstrahlengangs je nach Bedarf und im Takt der Zyklen veränderbar ist, um eine Bestimmung der Pupillenmitte (PM) und/oder der Makulamitte (MM) vorzunehmen; und
- b) eine Einrichtung zur Ermittlung der Lageveränderung auf der Basis eines Vergleichs der Koordinaten der momentanen Pupillen- und/oder Makulamitte (XMMN, YMMN) mit den zuletzt gespeicherten Koordinaten (XMMA, YMMA).

32. Vorrichtung nach Anspruch 31, gekennzeichnet durch eine zweidimensional arbeitende Scaneinrichtung und eine Auswerteeinrichtung (DSP), mit der die beim Abtasten im Abtaststrahlengang erfassten Grauwerte in zwei Koordinaten (X, Y) auswertbar sind.

33. Vorrichtung nach Anspruch 31 oder 32, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung (DSP), in der die Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte (PM, MM) bezüglich eines Bezugspunkts am optischen System speicherbar sind.

34. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 31 bis 33, gekennzeichnet durch eine Strahlengang-Leitanordnung, mit der der Scan- und/oder Projektionsstrahlengang entsprechend dem Bewegungsmuster steuerbar ist, und durch eine
5 Justiereinrichtung, mit der eine neutrale Mittelstellung (C') der Strahlengang-Leitanordnung (854) unter Heranziehung der Veränderung der Koordinaten der Pupillen- oder Makulamitte nachführbar ist.

10 35. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 31 bis 34, gekennzeichnet durch eine Speichereinrichtung (DSP), mit der die Grob-Koordinaten der Pupillenmitte entsprechend einer Grobbestimmung ihrer Lage speicherbar sind.

15 36. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 28 bis 35, gekennzeichnet durch eine Strahlengang-Leitanordnung, mit der der Scanstrahlengang auf einer Kreis- oder Ellipsen-Spirale oder auf konzentrischen Kreisen oder Ellipsen bewegbar ist.

20 37. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 28 bis 36, gekennzeichnet durch
eine Einrichtung zur Bestimmung der Relativlage mindestens eines weiteren charakteristischen Bereichs der Retina
25 bezüglich des optischen Systems,
eine Vergleichereinrichtung (DSP), mit der die Abweichung der ermittelten Koordinaten dieses charakteristischen Bereichs von einem in einem vorangegangenen Abtastvorgang gespeicherten Wertepaar bestimmbar ist.

30 38. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 31 bis 37, dadurch gekennzeichnet, daß die elektromagnetischen Wellen für den Scanstrahlengang zur Bestimmung der Lage und Ausrichtung des Auges im Infrarotbereich liegen.

35 39. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 31 bis 38, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem Informations-

Projektionssystem zur vorzugsweise kontinuierlichen lagegenauen Überspielung von Information auf ausgewählte Bildpunkte der Retina.

- 5 40. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 31 bis 39, gekennzeichnet durch die Verwendung in einem System, zur Korrelation der Ausrichtung zumindest ausgewählter Elemente eines optischen Systems zur Aufnahme eines Bildes aus dem Gesichtsfeld oder eines auf das Auge einfallendes Bildes
10 mit der momentanen Blickrichtung.

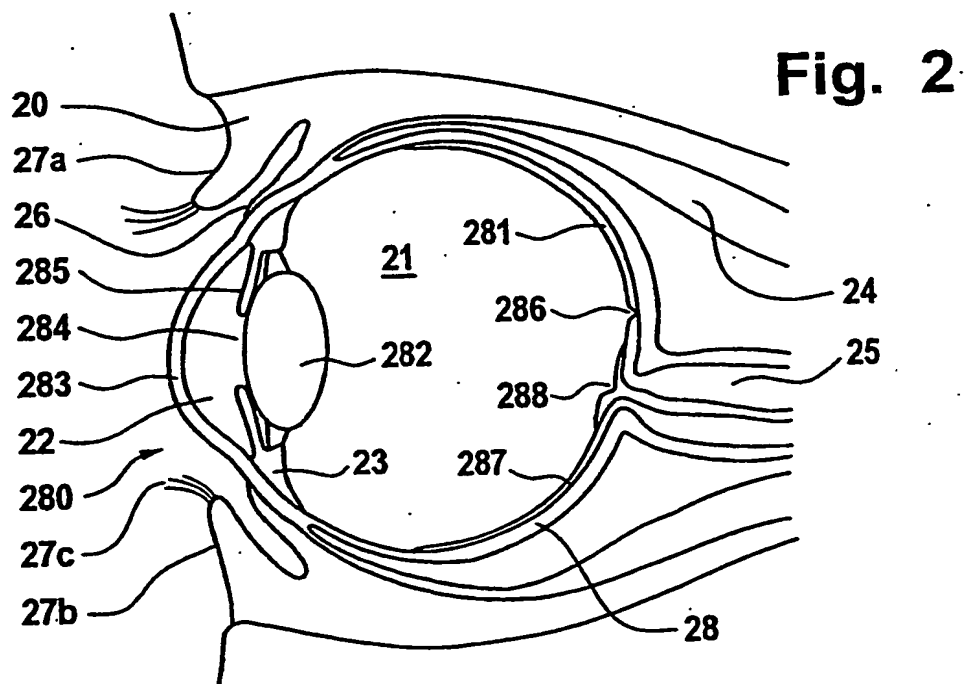
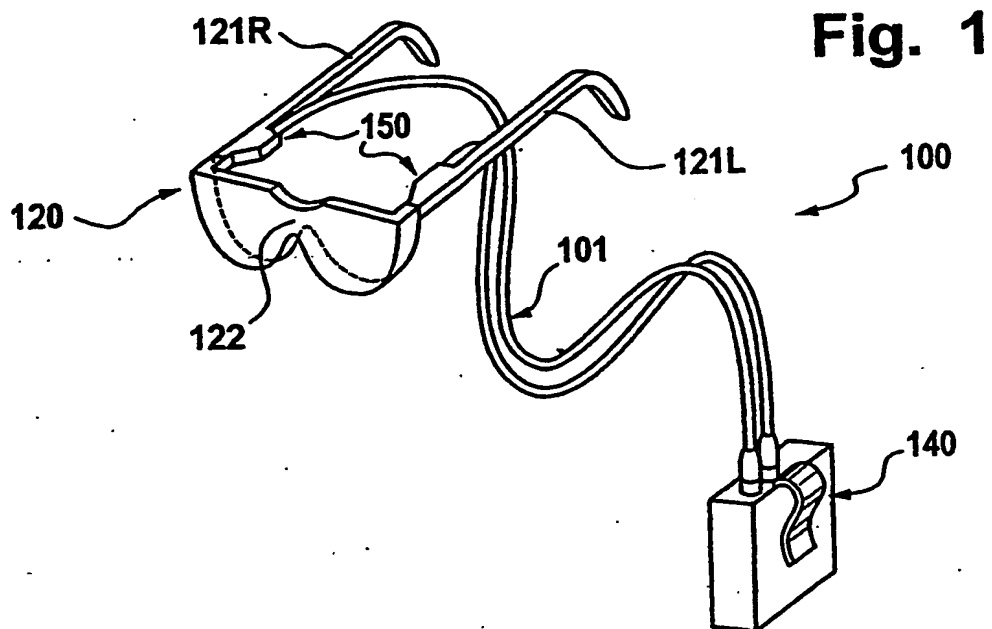
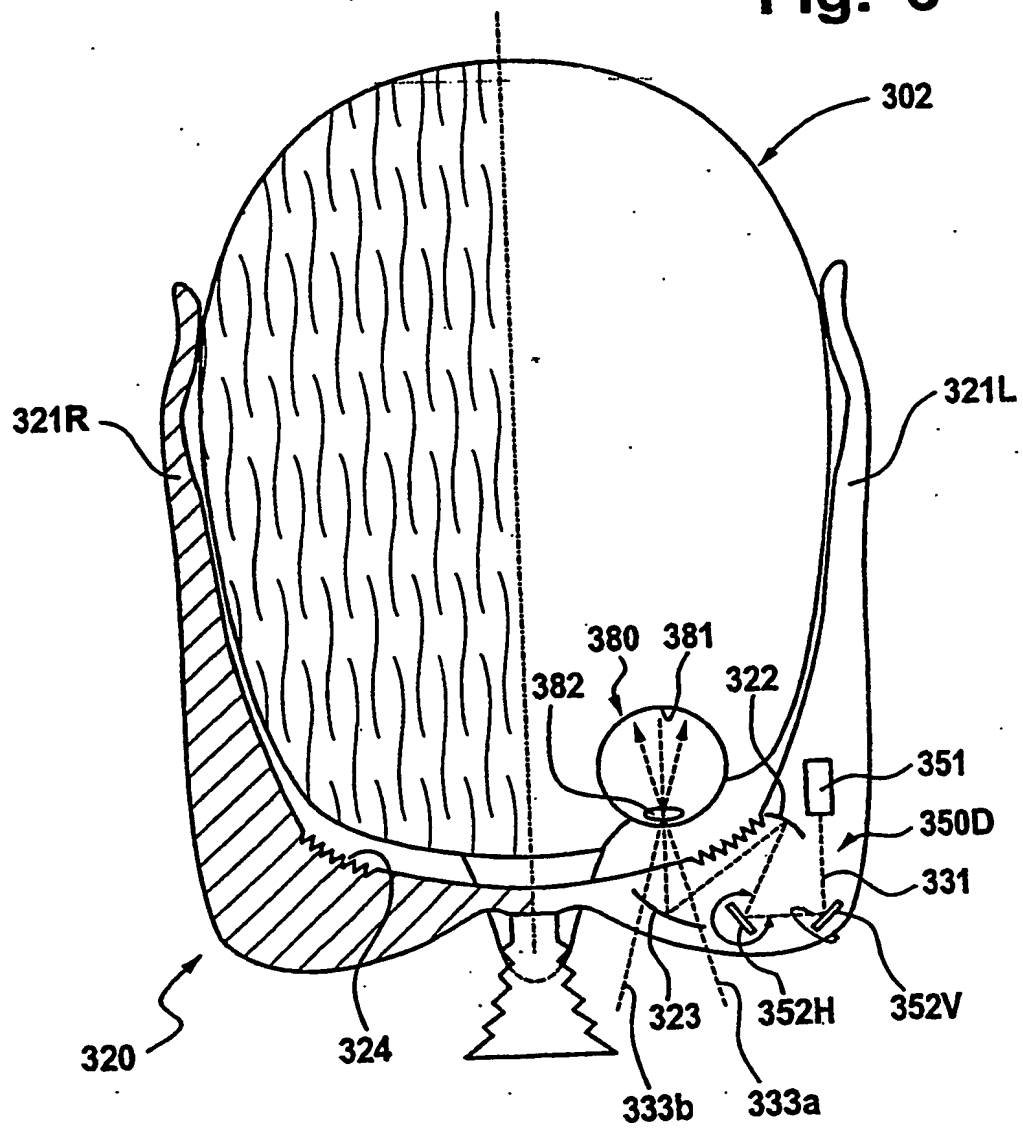
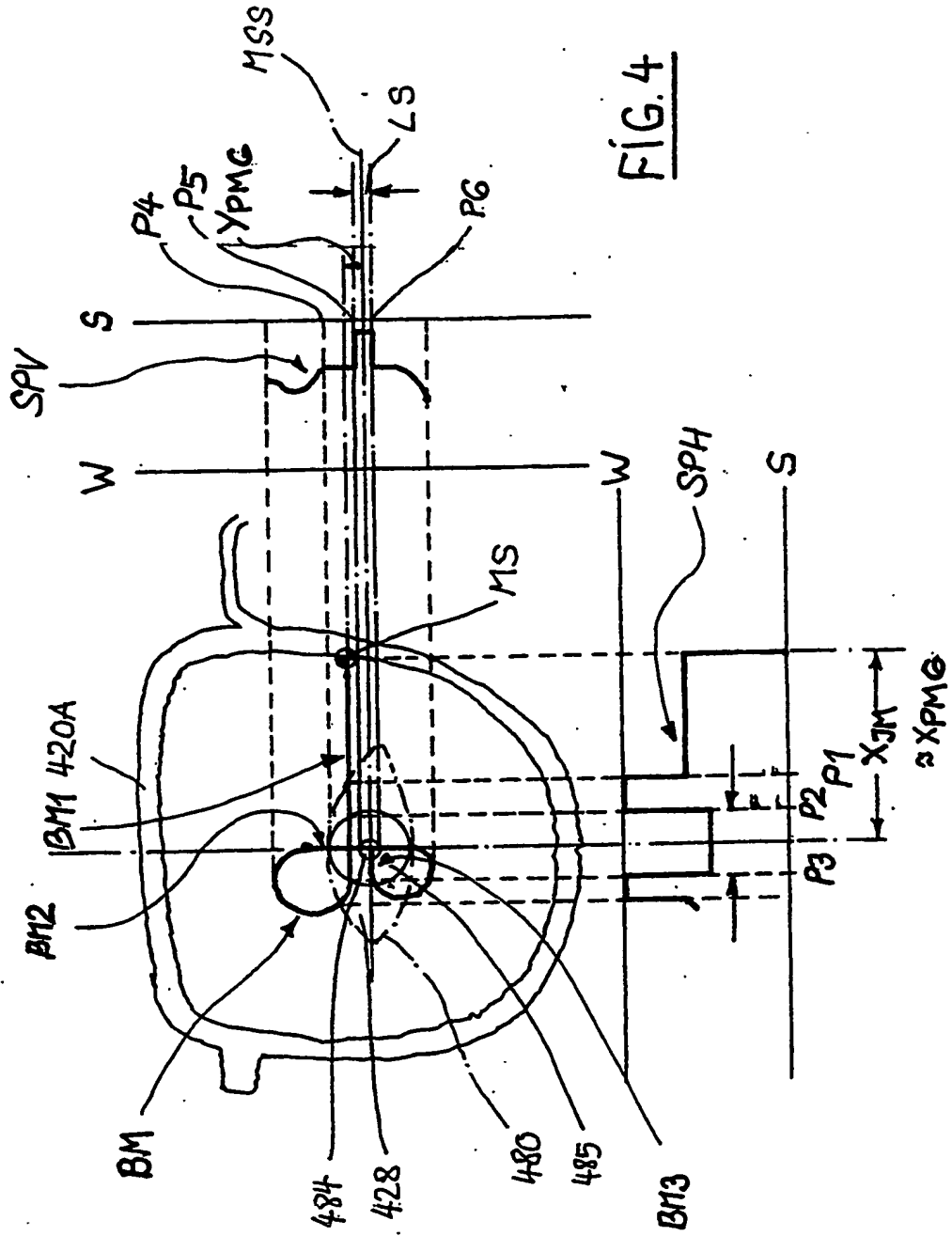


Fig. 3





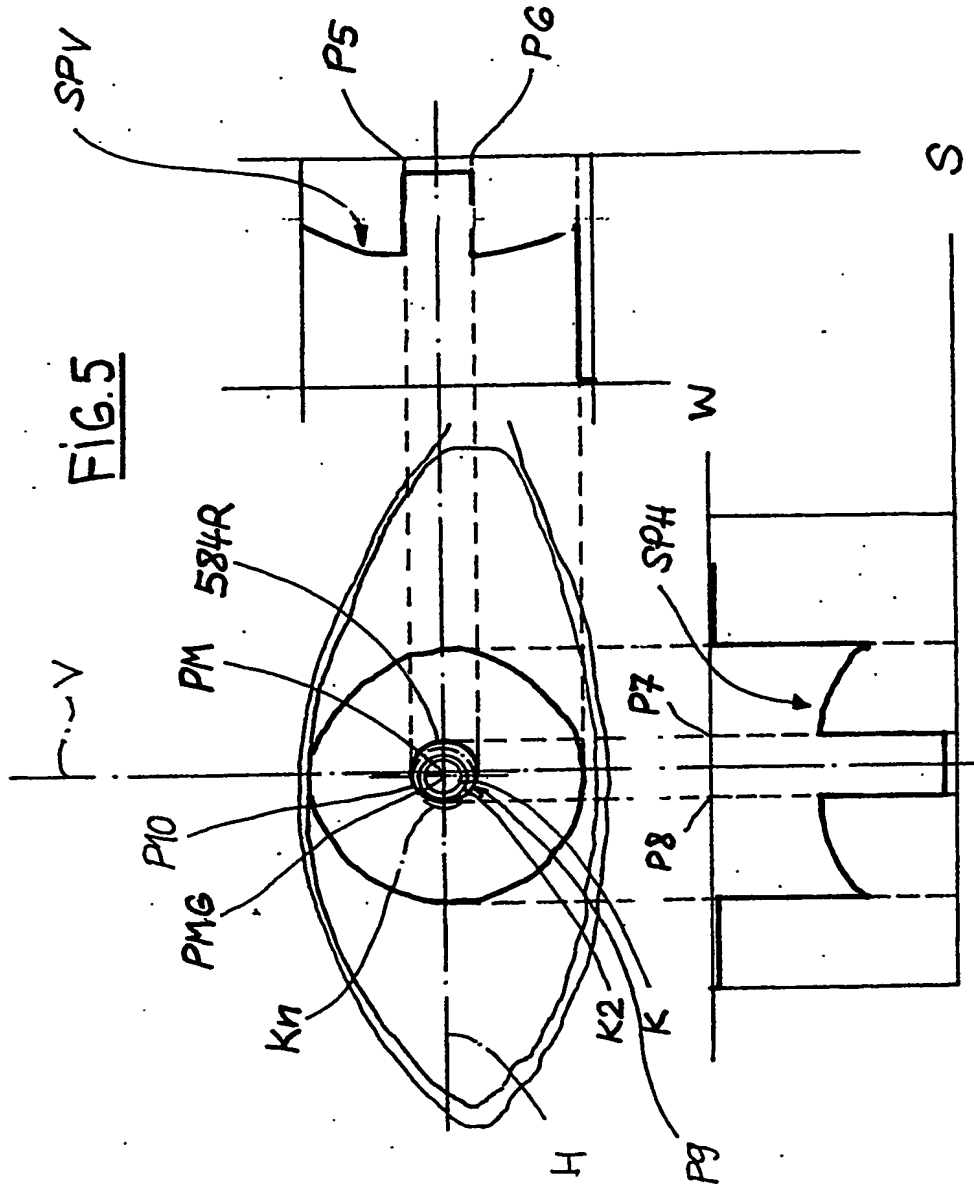
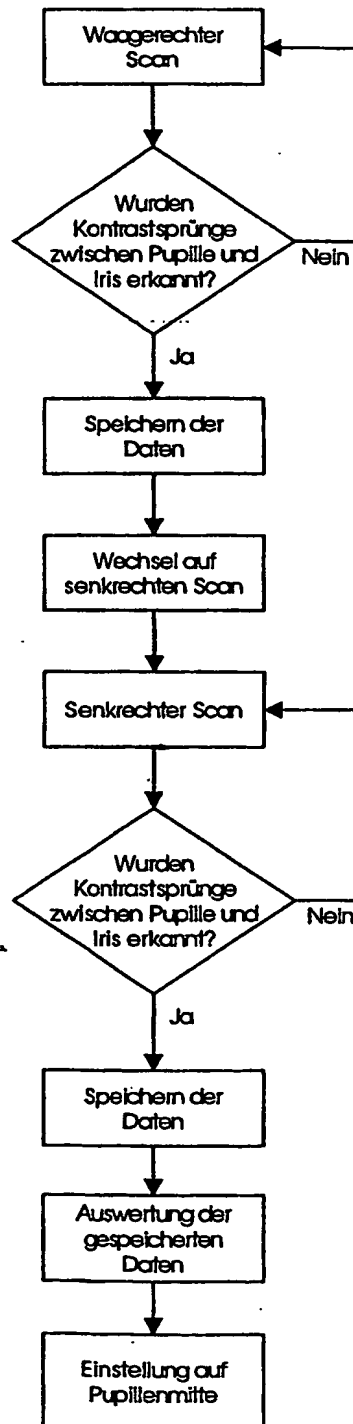
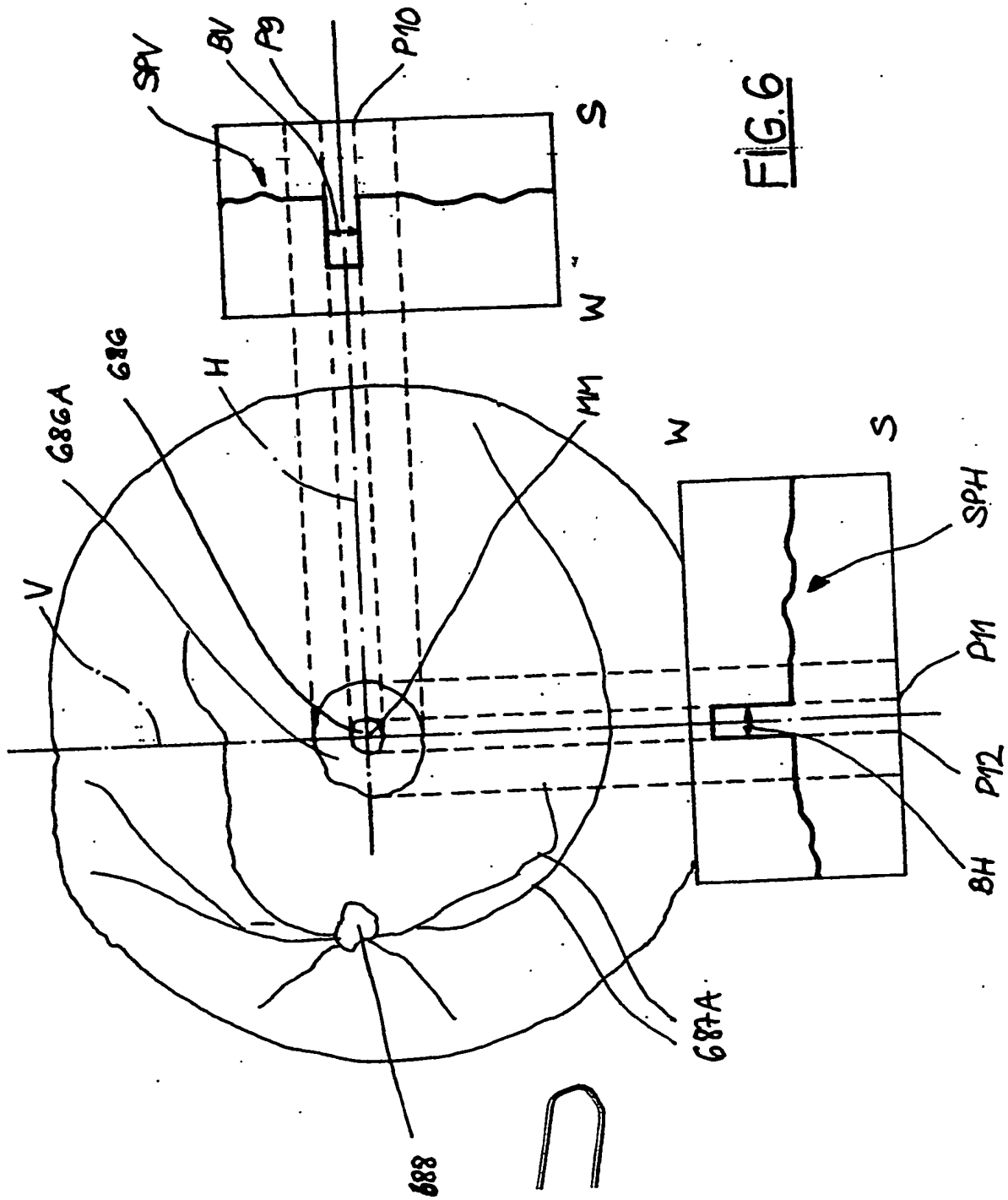


Fig. 5A





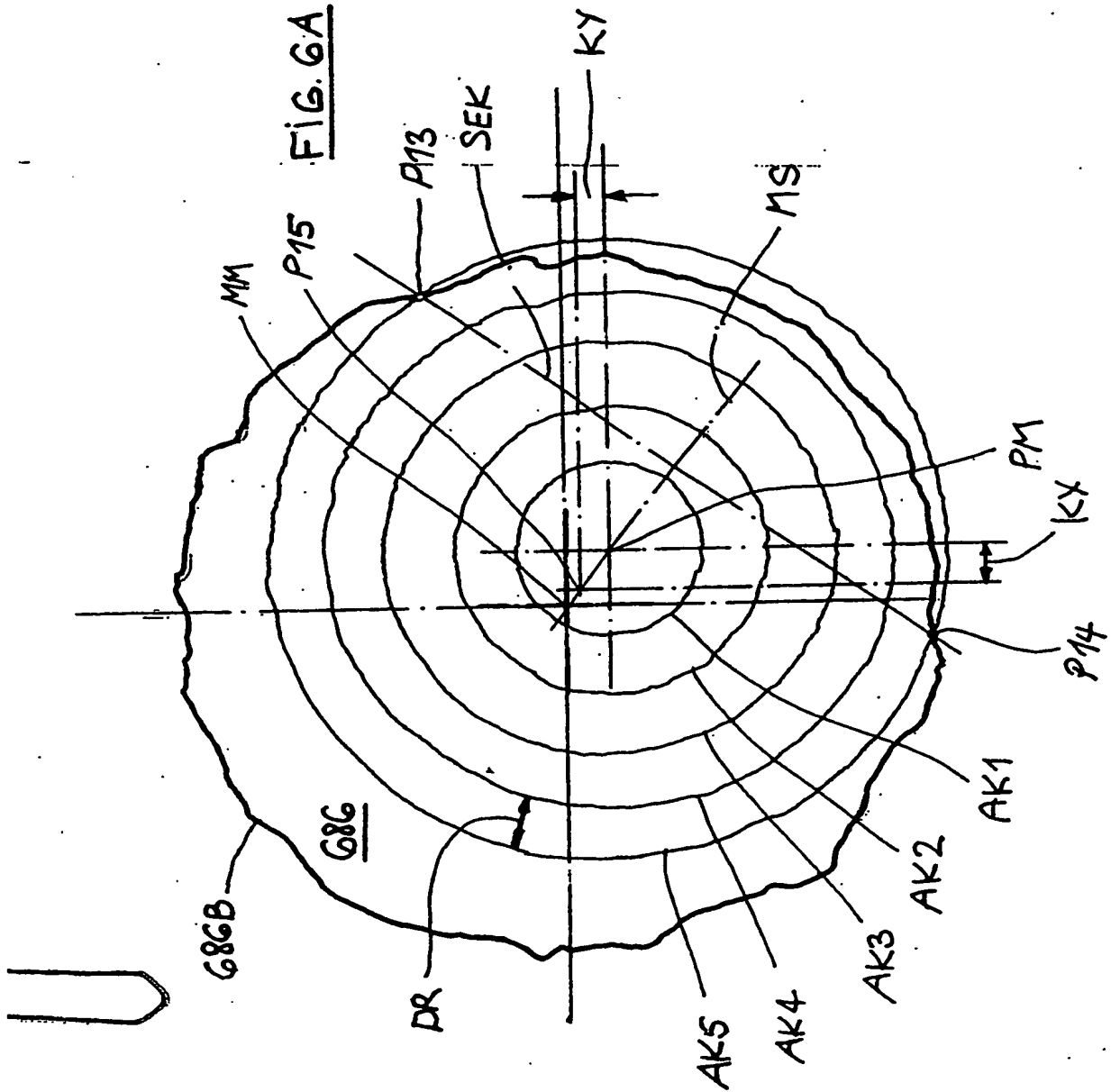


FIG. 7

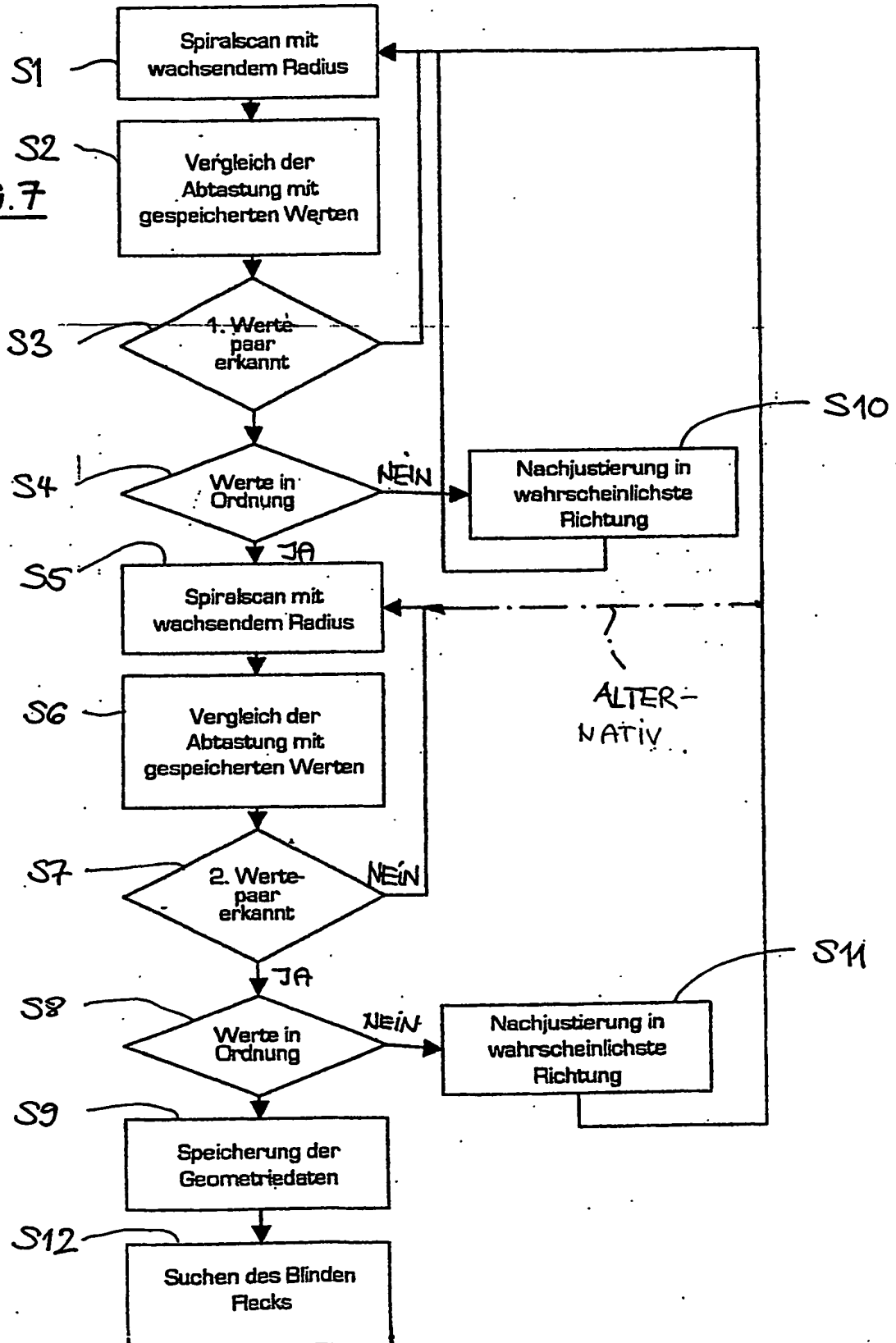


FIG. 8A

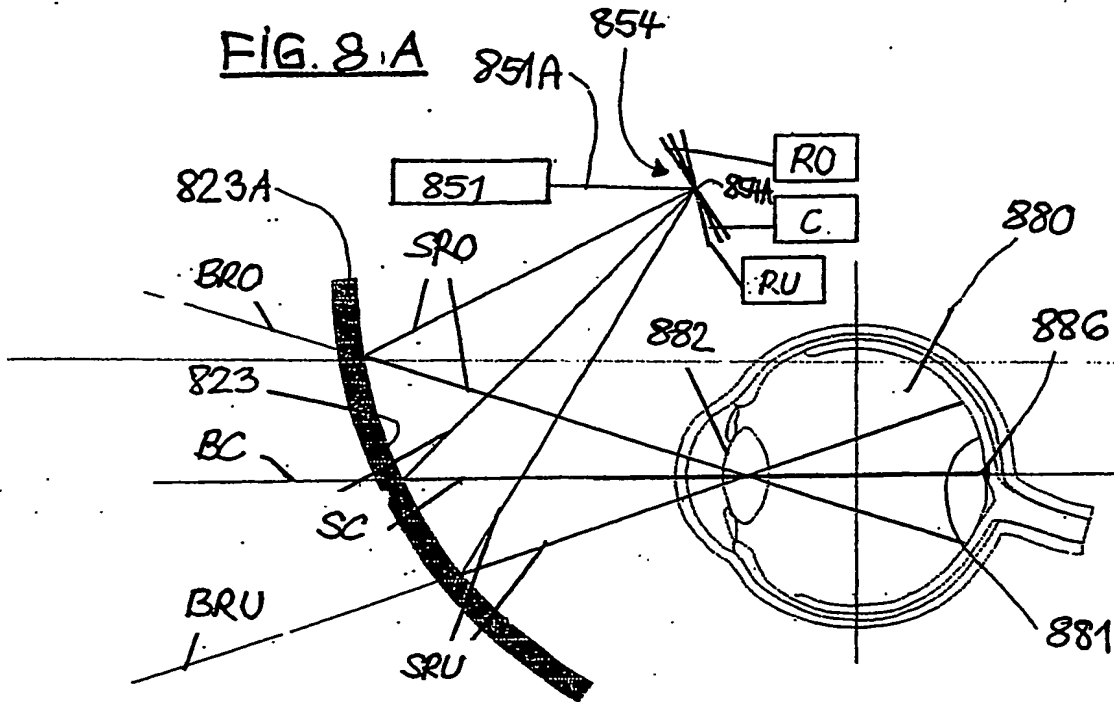
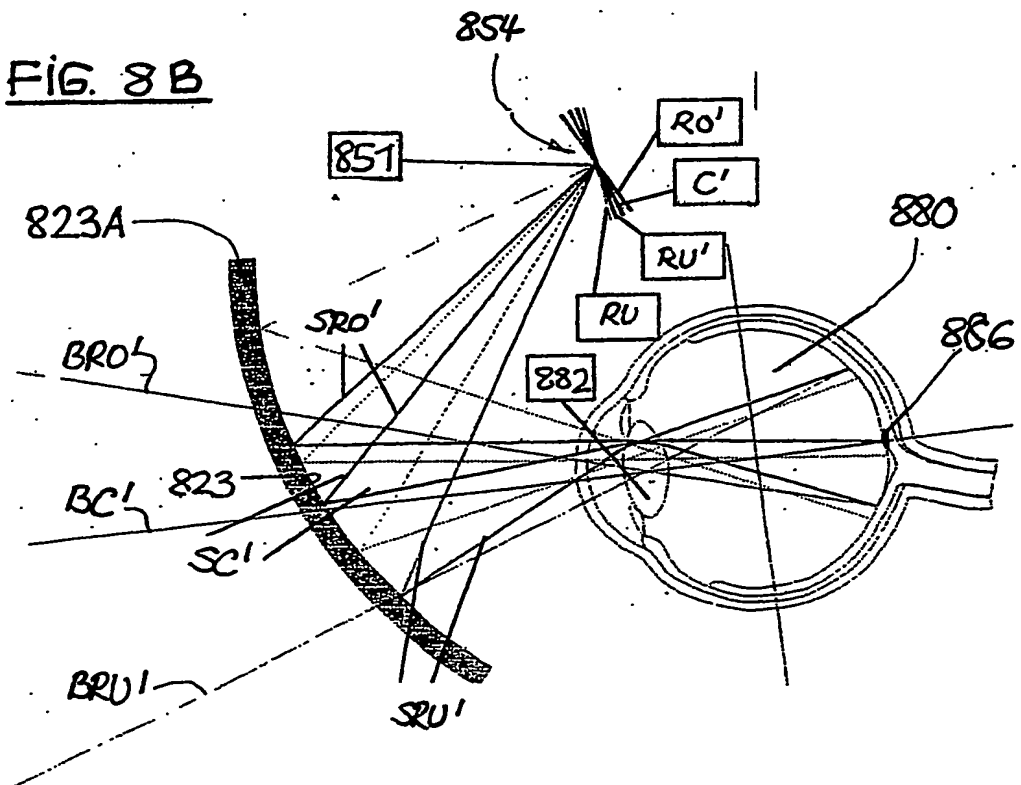
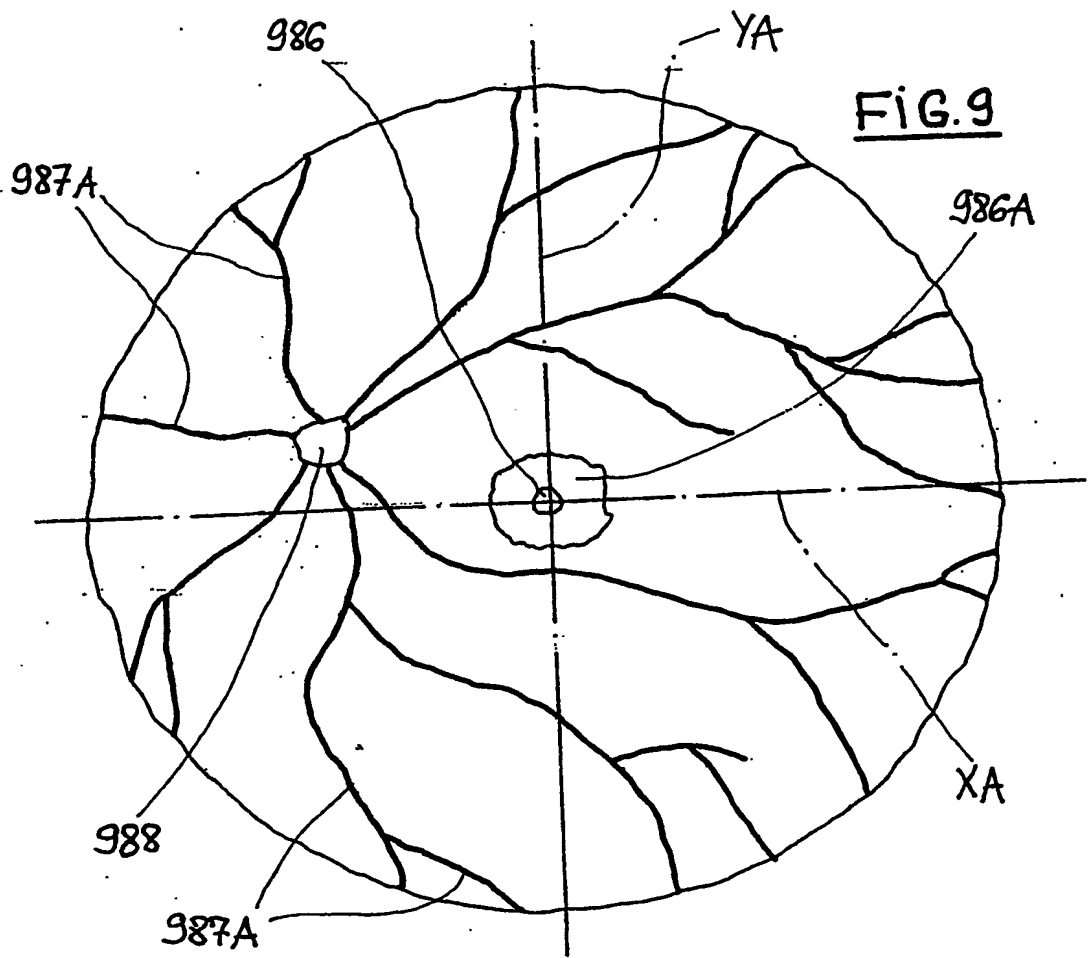


FIG. 8B





11/26

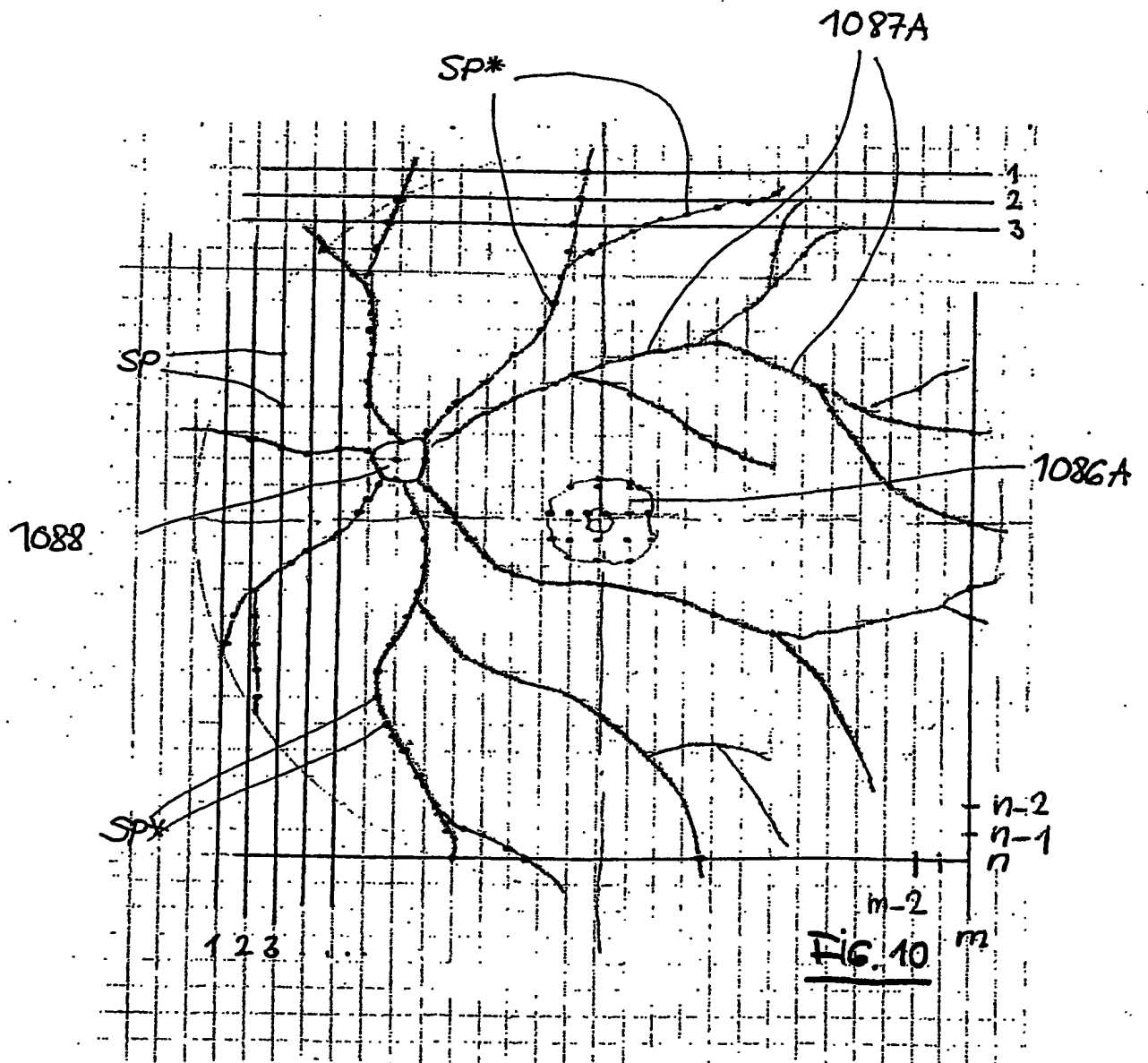


FIG. 11

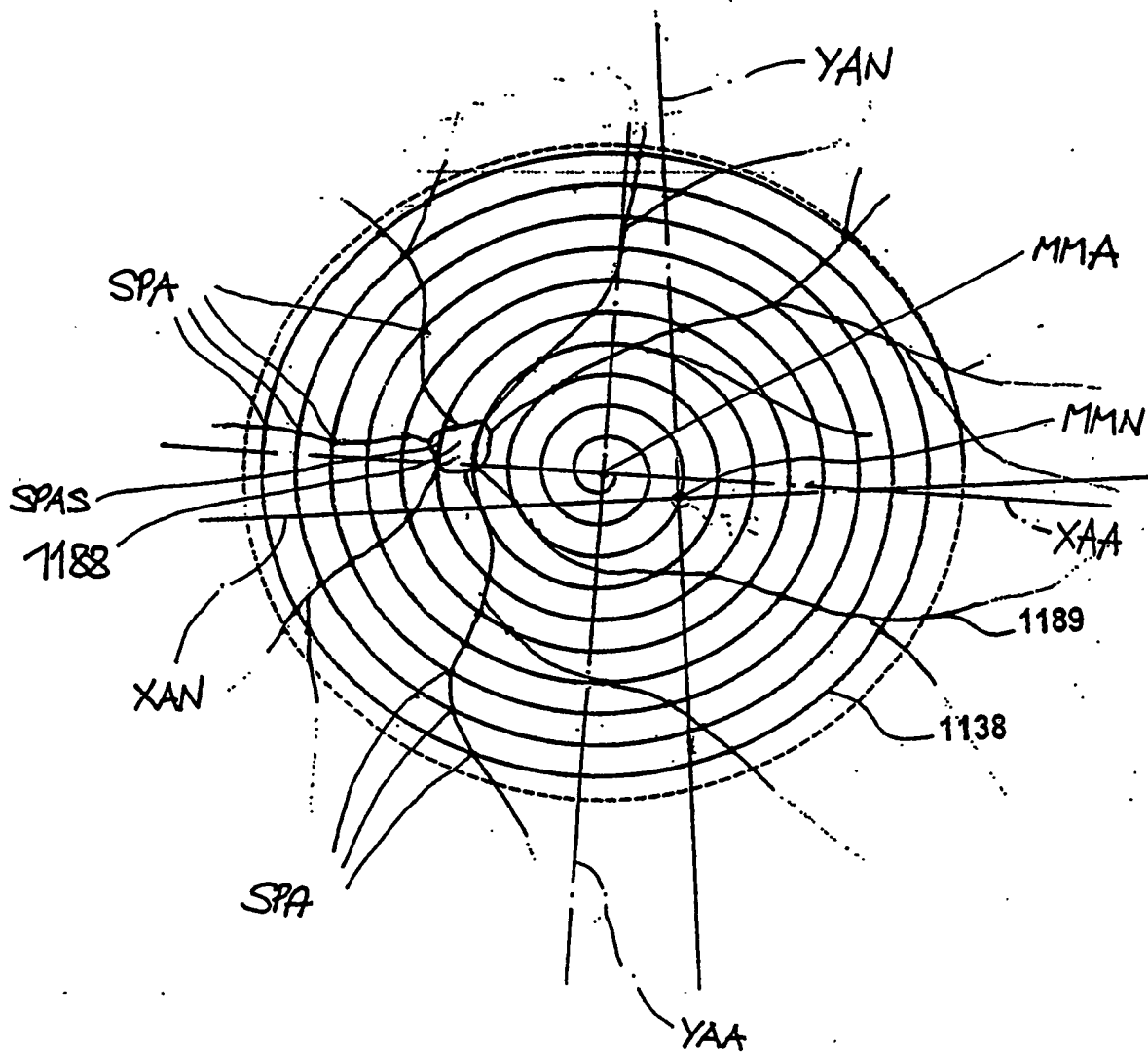
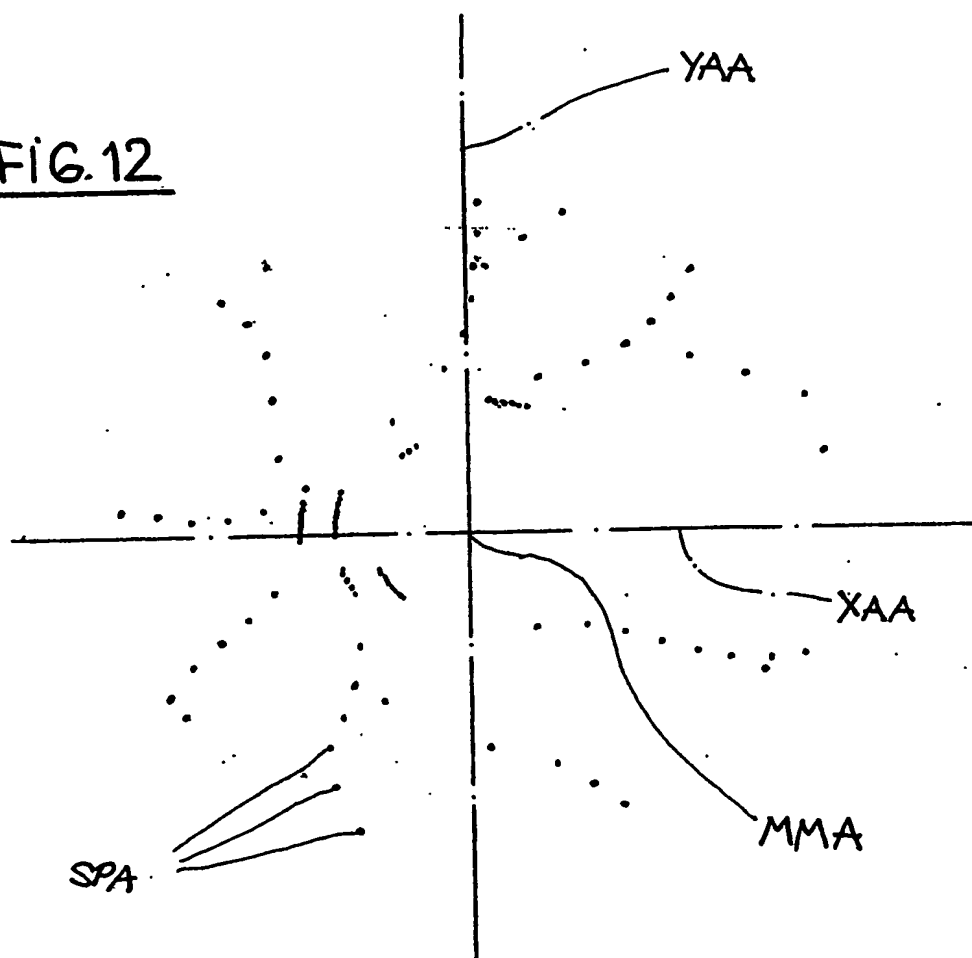
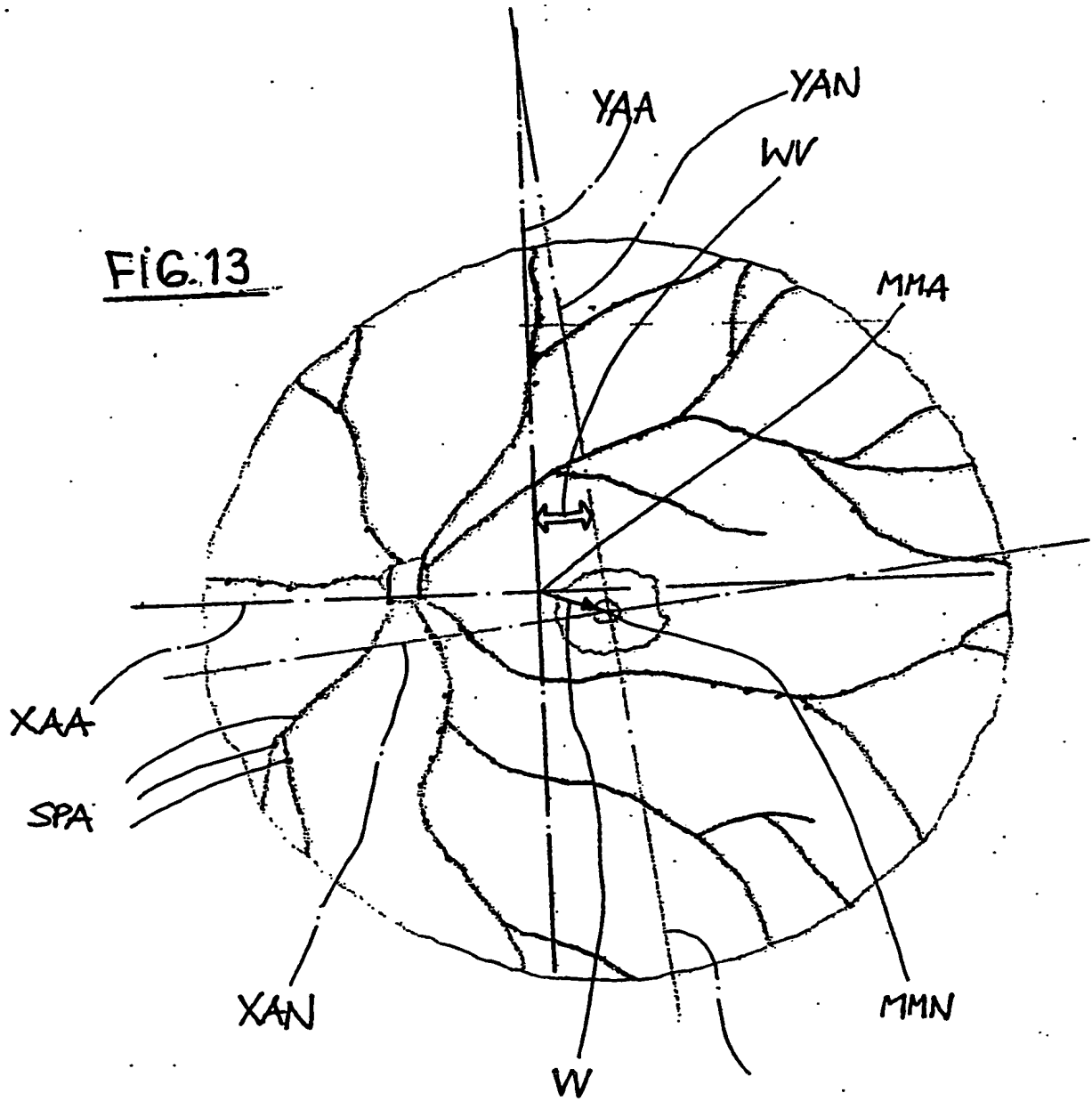
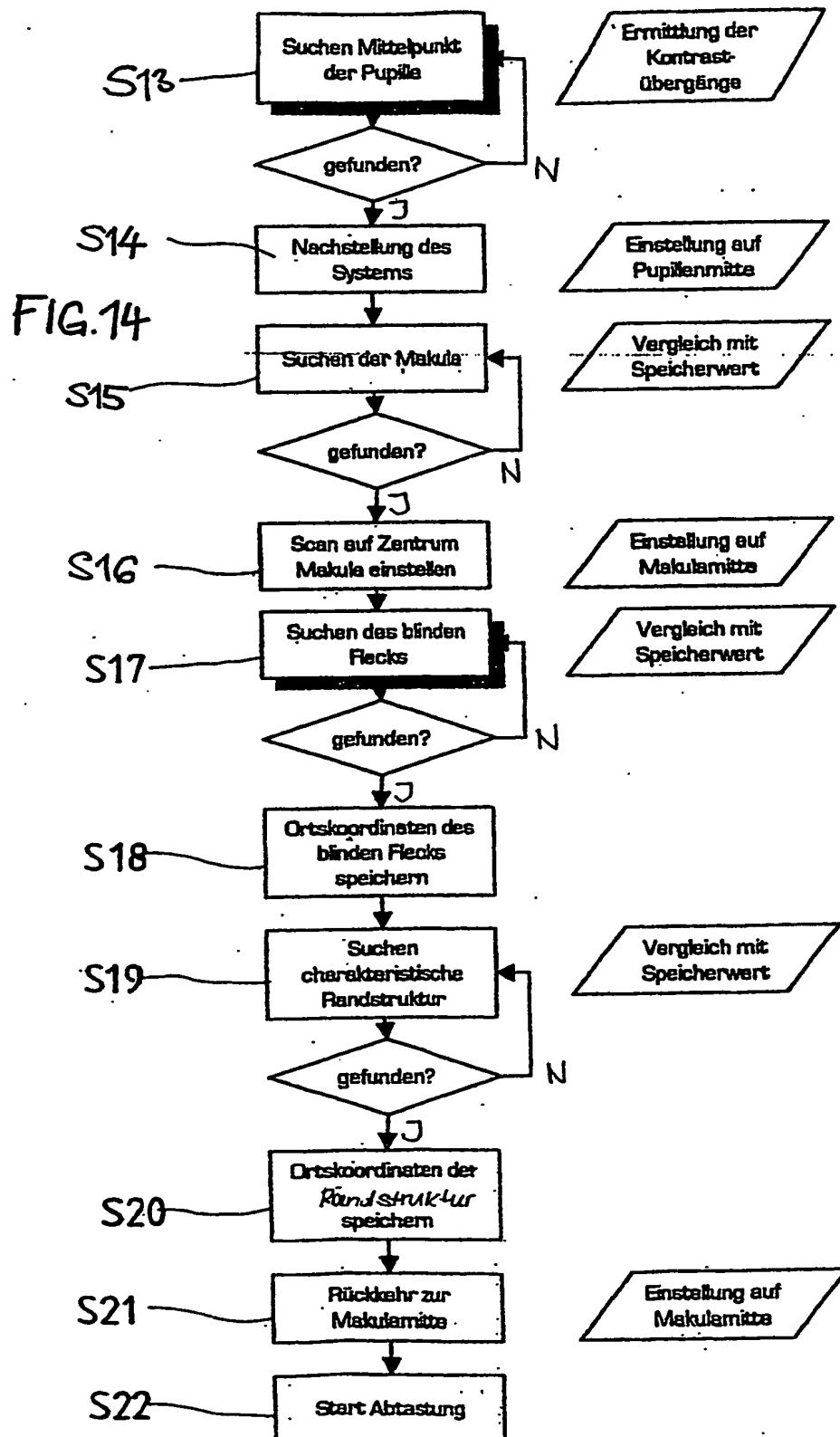
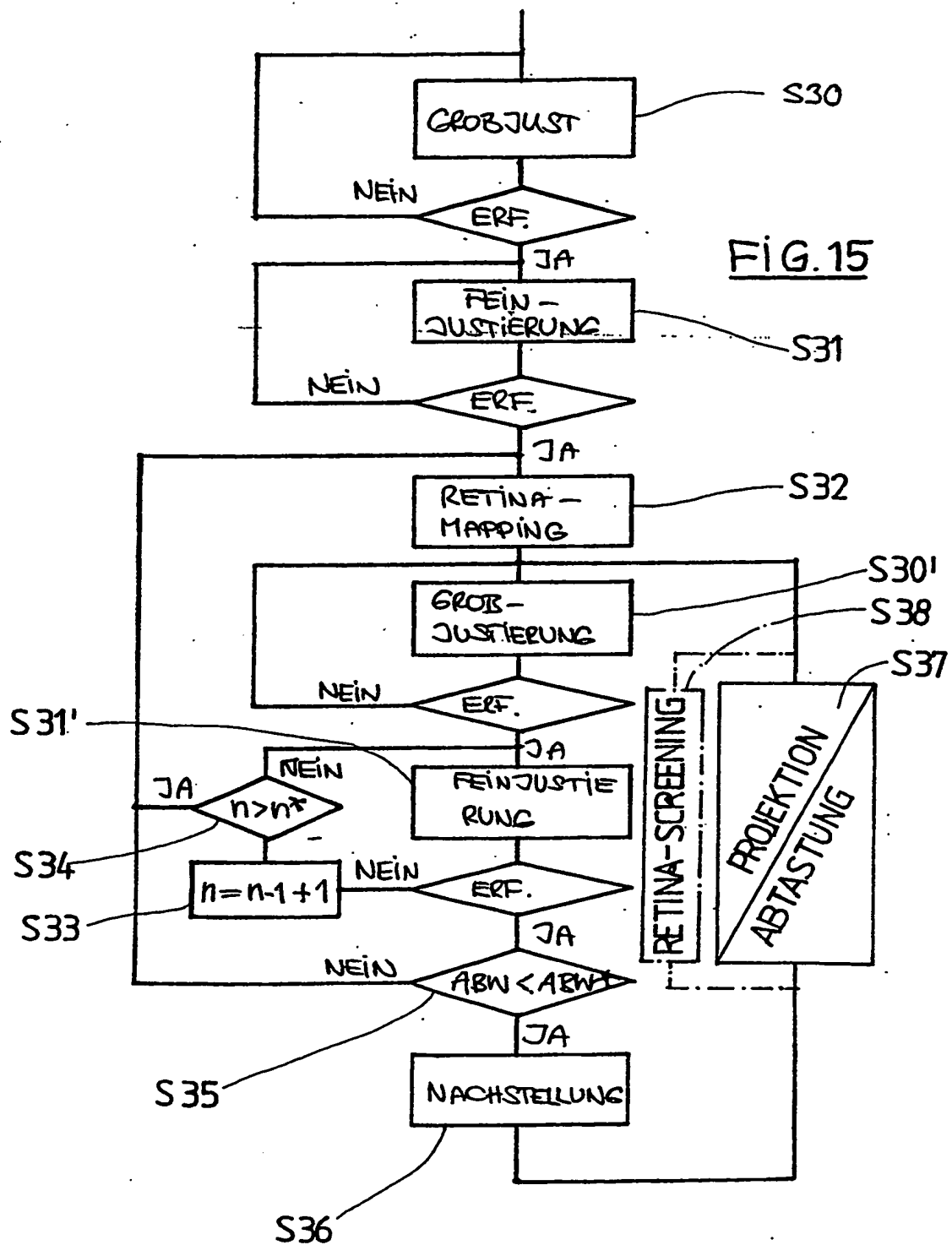


FIG. 12







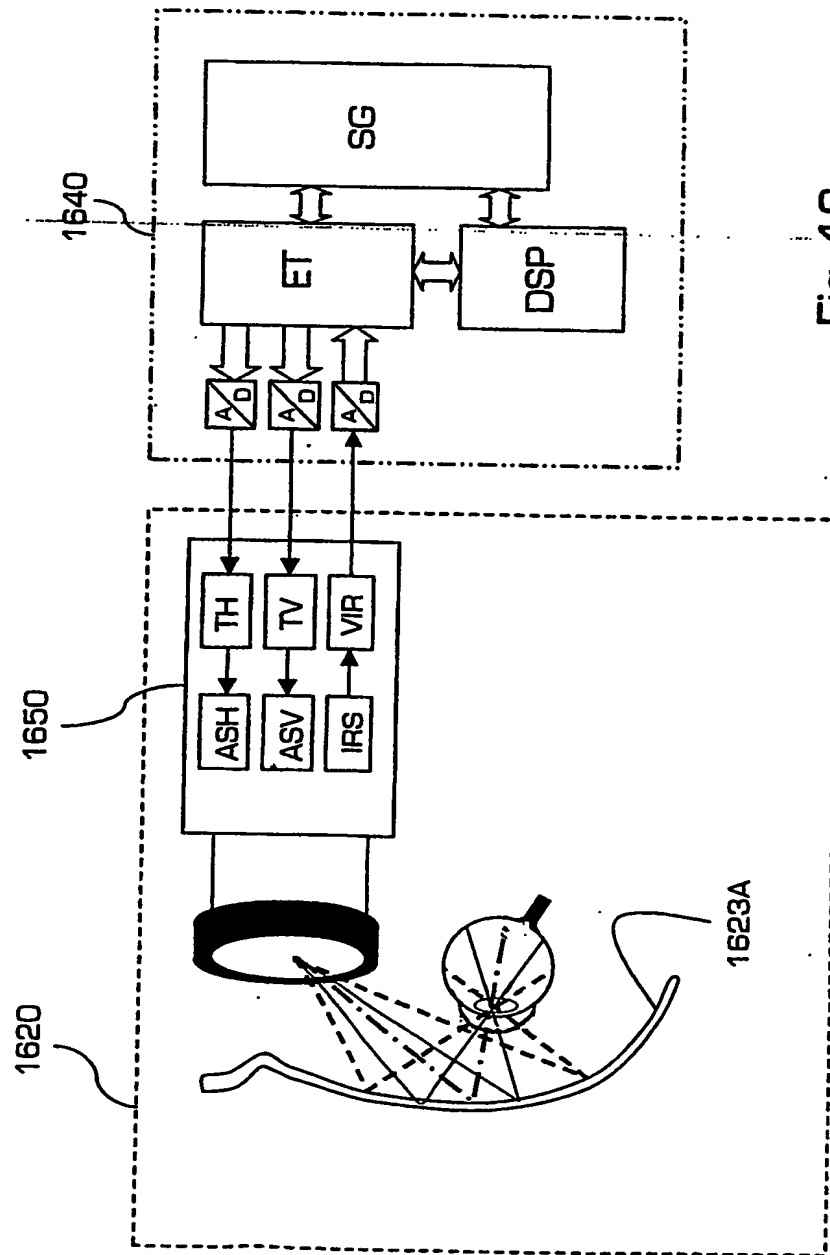


Fig. 16

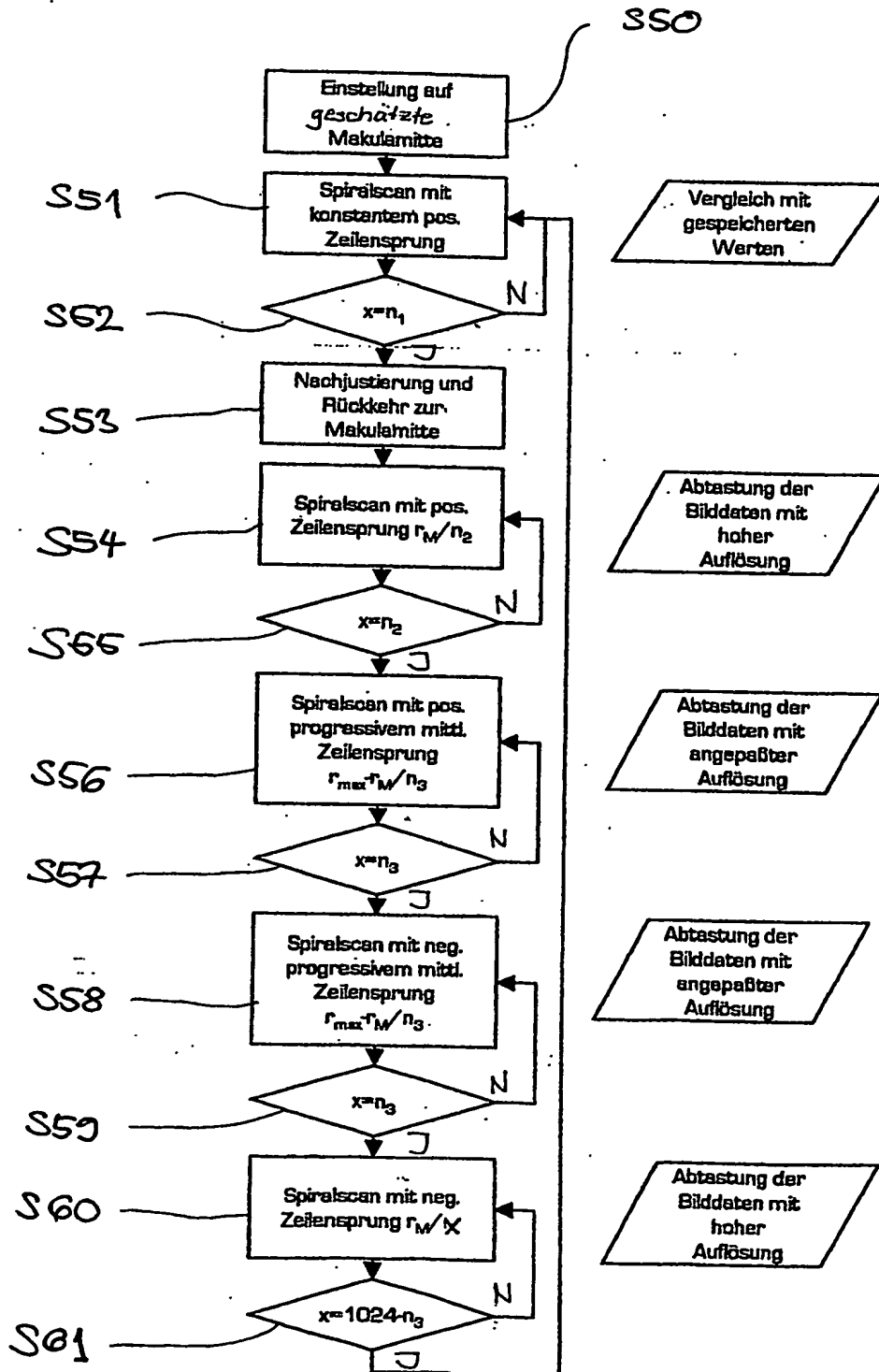


FIG.17

FIG. 17A

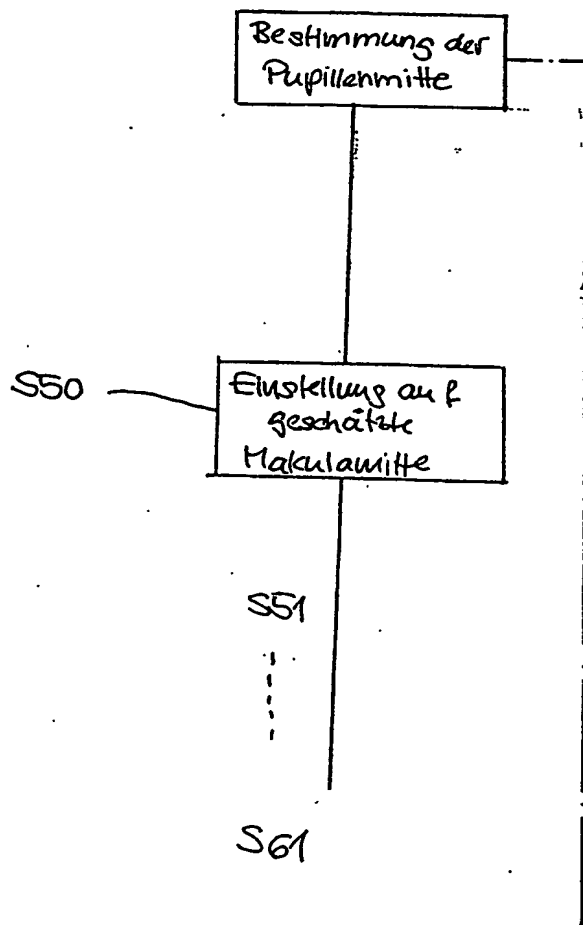


Fig. 18

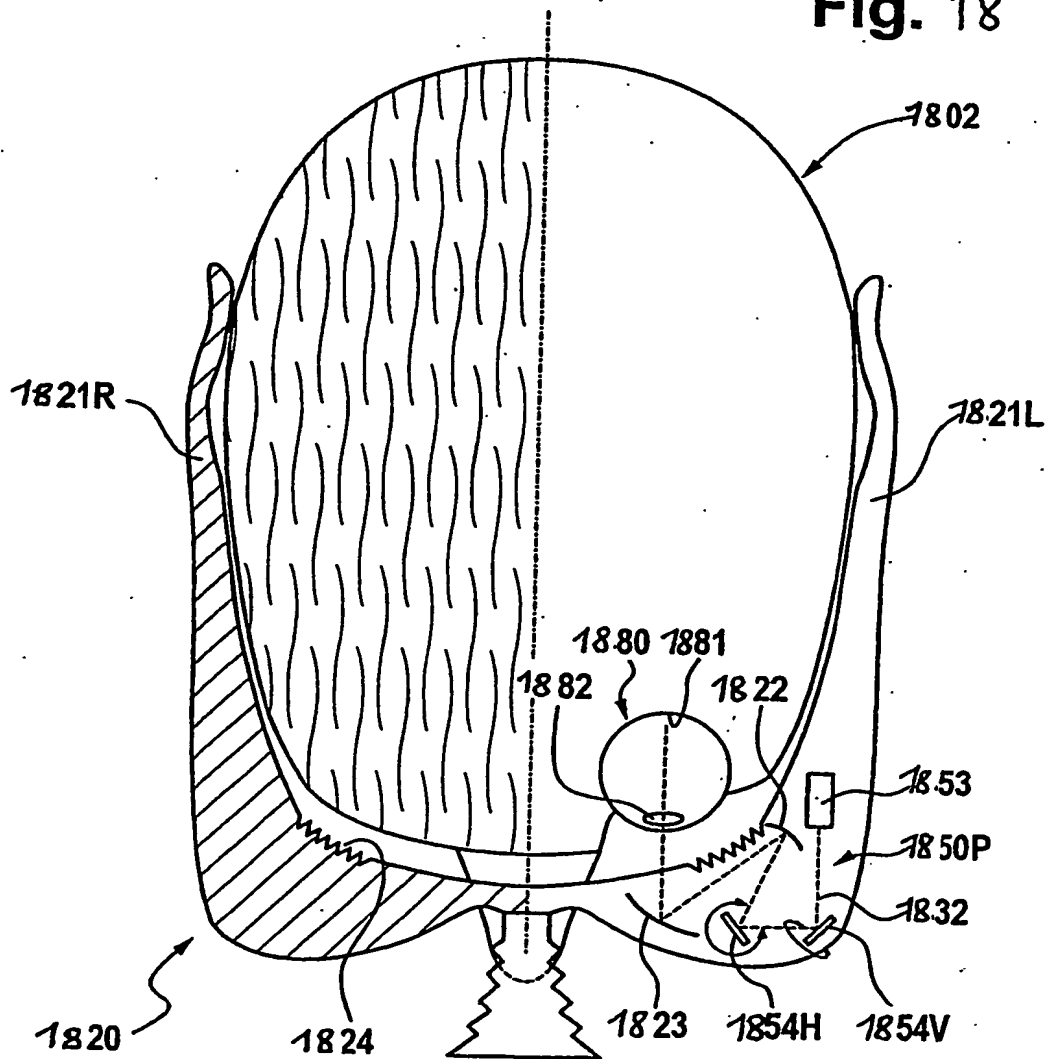


Fig.19 A

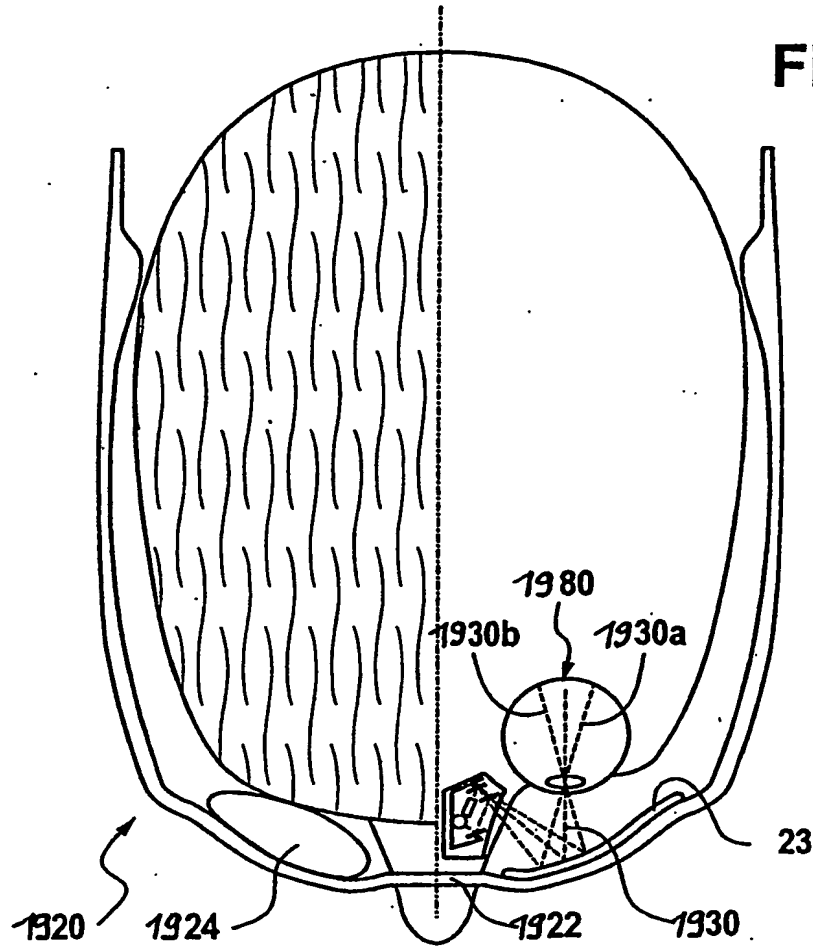


Fig.19 B

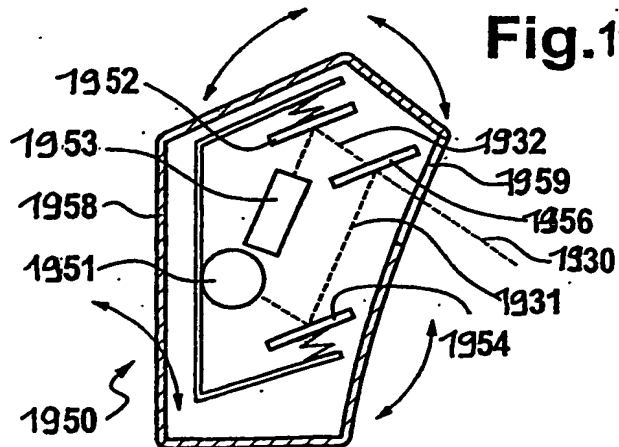


FIG. 20A

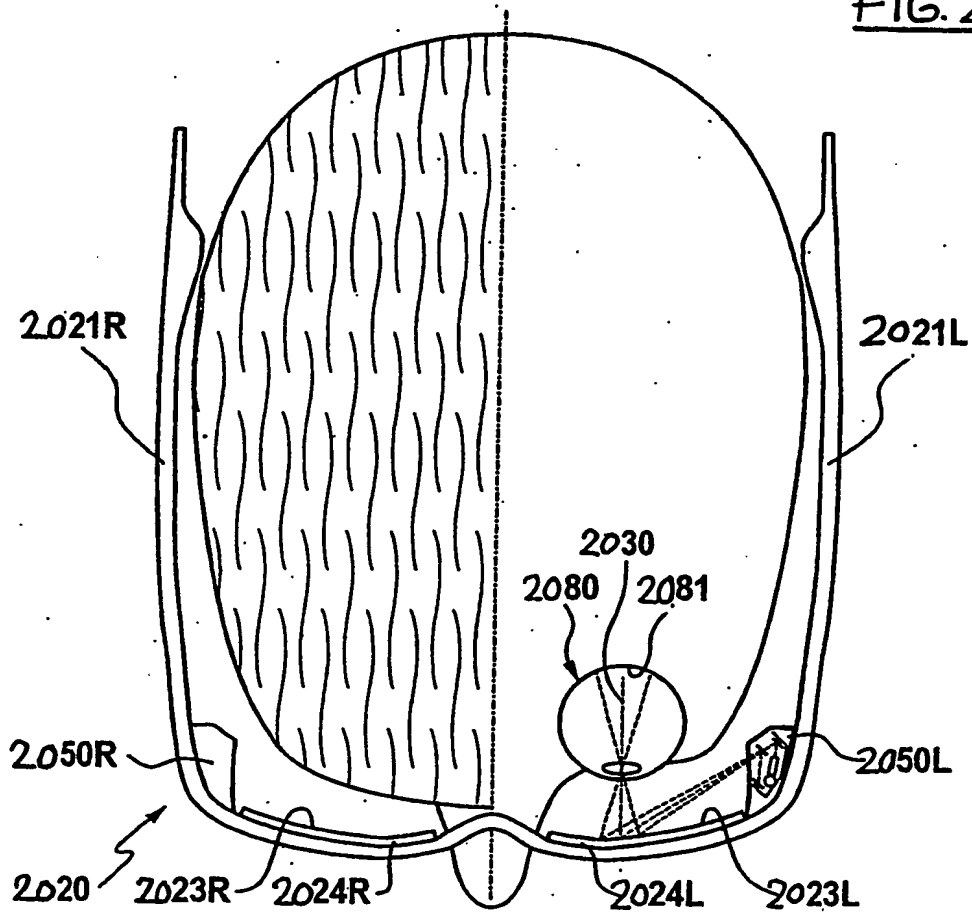


FIG. 20B

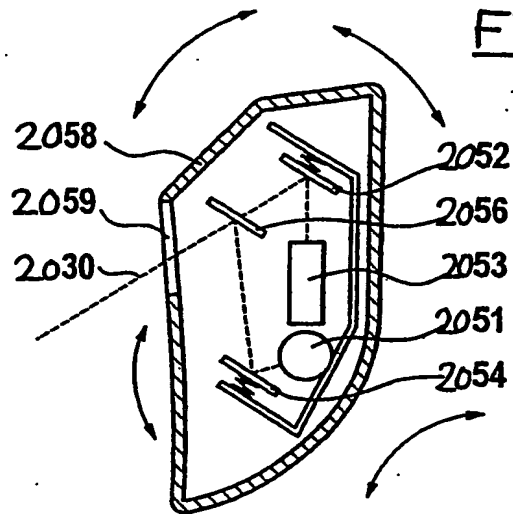


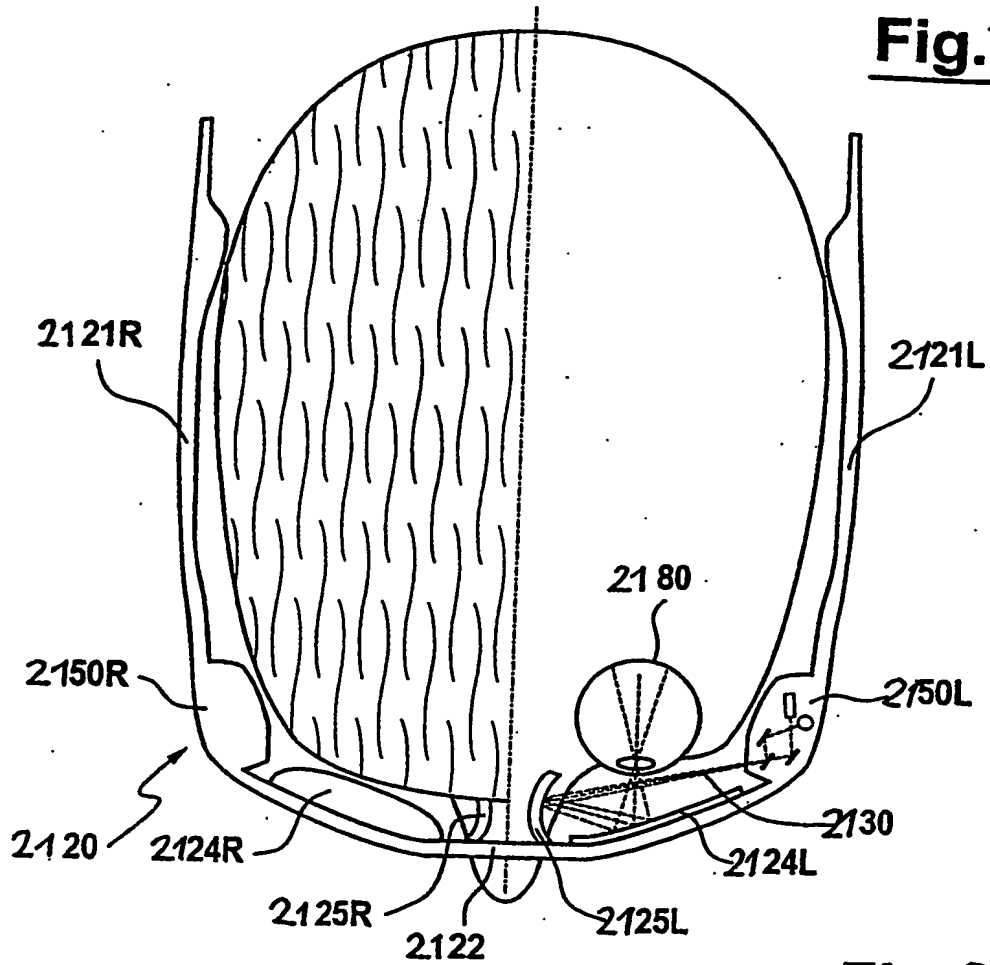
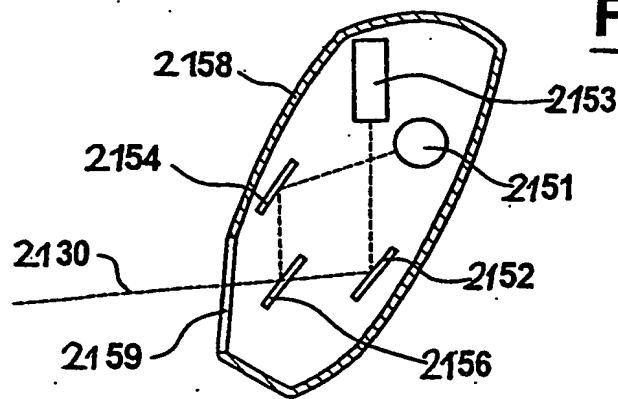
Fig.21 A**Fig.21 B**

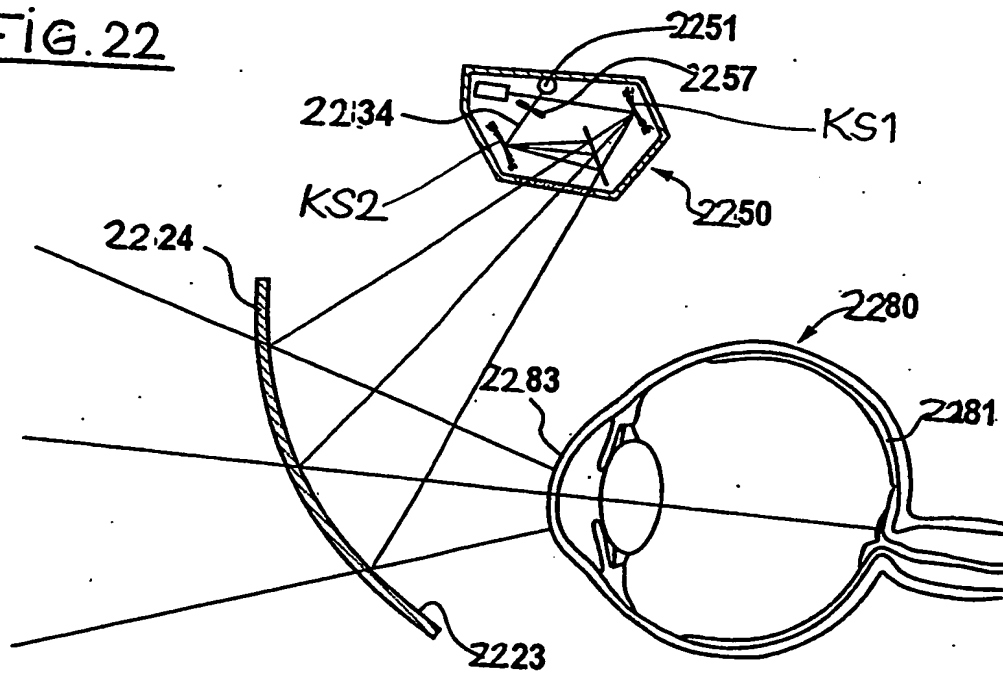
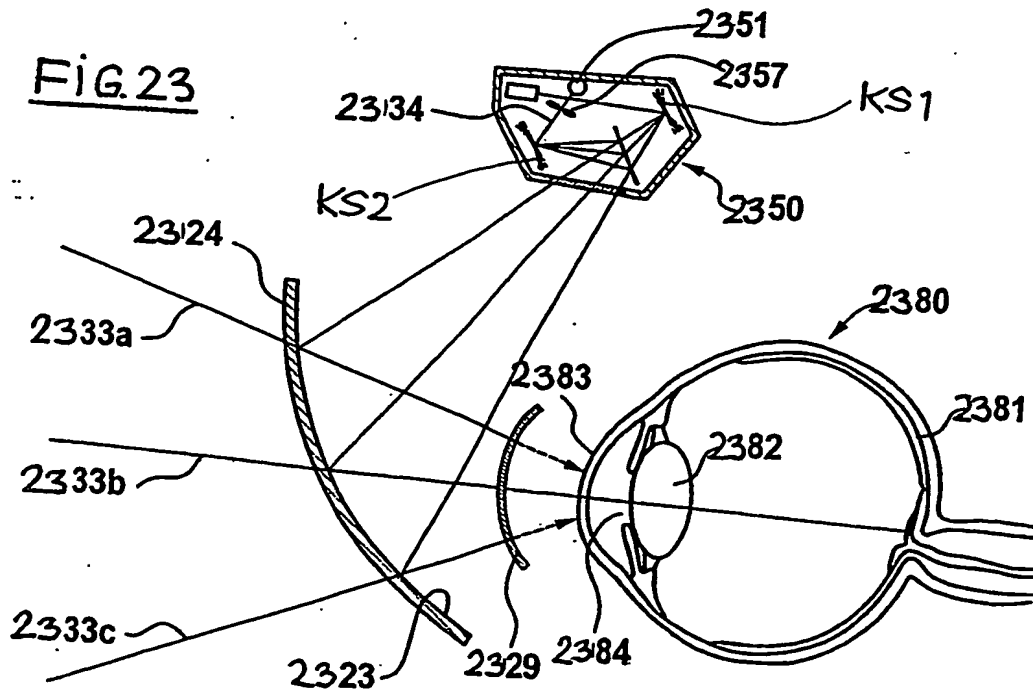
FIG. 22FIG. 23

FIG. 24A

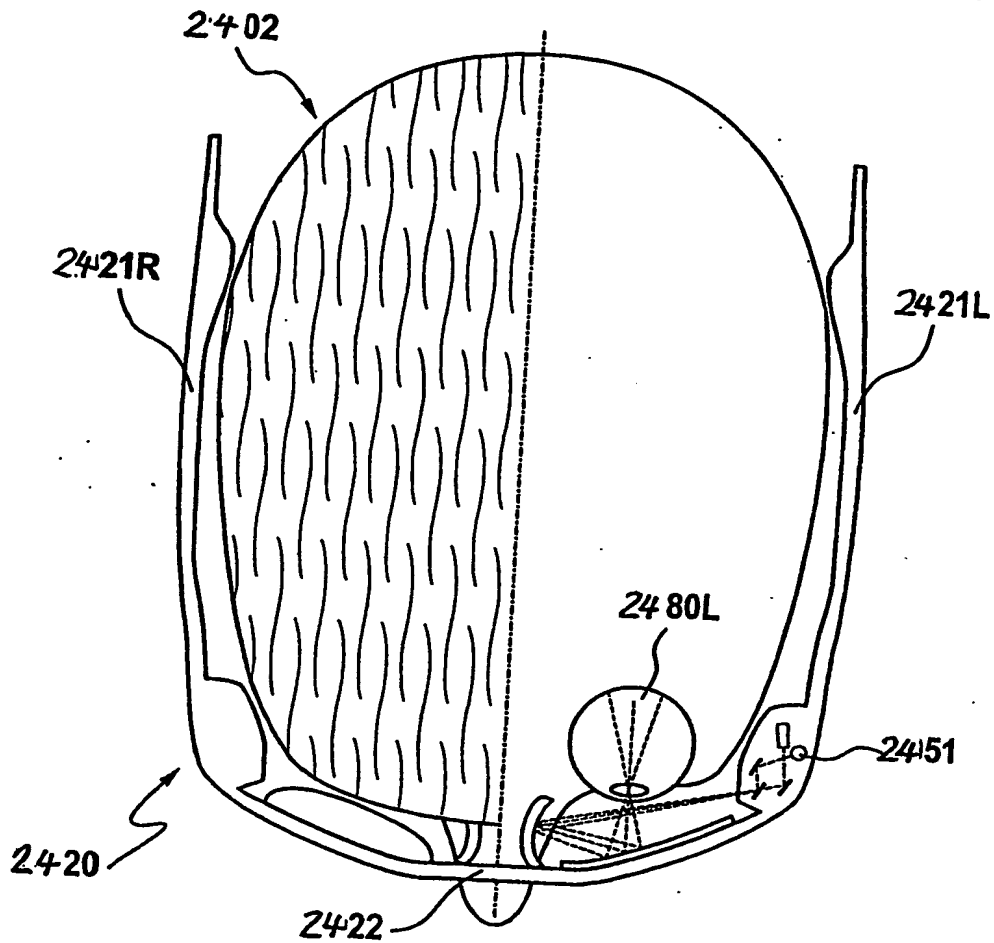


FIG. 24B

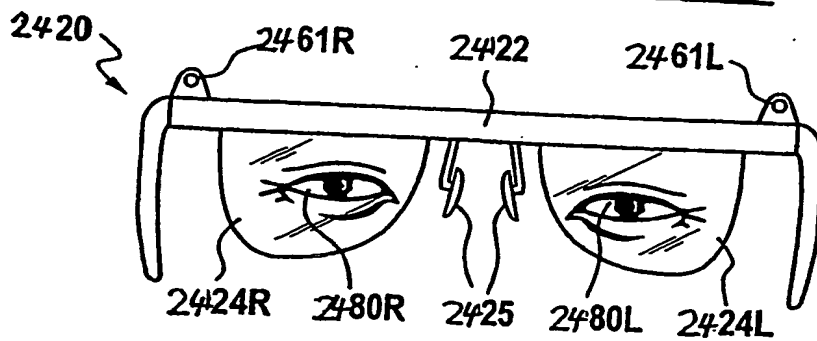


FIG. 25